

TRABAJO DE FIN DE GRADO

Grado en Ingeniería Biomédica

**DETERMINACIÓN DE LOS CAMPOS DE RADIACIÓN
DISPERSA GENERADOS DURANTE PROCEDIMIENTOS DE
RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA.**



Memoria y Anexos

Autor: Sergi Llop Rodríguez
Director: M. Amor Duch Guillen
Convocatoria: Mayo 2019

Resum

En els procediments de radiologia intervencionista, es realitzen tècniques d'obtenció d'imatge en temps real, mitjançant l'ús de radiació ionitzant, amb la finalitat de tractar o diagnosticar patologies per mitjà de procediments mínimament invasius.

L'increment en complexitat i nombre de tècniques intervencionistes, que podria suposar un augment de la radiació rebuda tant pels pacients com pel personal mèdic, ha generat un augment de la consciència en l'àmbit de la protecció radiològica.

El present treball, que s'integra dintre del projecte europeu de protecció radiològica *PODIUM* (Personal Online Dosimetry Using computational Methods), pretén calcular mitjançant el mètode de simulació Monte Carlo les característiques dels camps de radiació dispersa generats durant procediments de radiologia intervencionista, a partir de la identificació d'una sèrie de paràmetres característics de la font de raigs X: *Kilovoltatge, filtració, grandària de camp i angulació de gir*.

Per aquest motiu, en aquest projecte s'utilitza el codi de simulació *PENELOPE/PenEasyV2* estructurat en diversos arxius: font d'emissió, materials, cossos geomètrics, arxiu d'entrada i arxiu de sortida.

L'anàlisi de les dades extretes, permet comprovar a priori, sense que sigui necessari exposar a cap treballador a la radiació, com una variació del valor del paràmetre a estudiar té una influència sobre la dosis de l'operador. Específicament, el paràmetre *filtració* mostra una major variabilitat en la dosis ocupacional absorbida, on el seu increment tendeix a estabilitzar-se a partir d'una energia 95 kV i una filtració de 0.6-0.9 mmCu.

Paraules clau:

Radiologia intervencionista, fluoroscòpia, C-arm, PENELOPE, Monte Carlo, PODIUM, simulació.



Resumen

En los procedimientos de radiología intervencionista, se emplean técnicas de obtención de imagen a tiempo real, mediante el uso de radiación ionizante, con el fin de tratar o diagnosticar patologías por medio de procedimientos mínimamente invasivos.

El incremento en complejidad y número de técnicas intervencionistas, que podría suponer un aumento de la radiación recibida tanto por los pacientes como por el personal médico, ha generado un aumento de la consciencia en el ámbito de la protección radiológica.

El presente trabajo, que se integra dentro del proyecto europeo de protección radiológica *PODIUM* (Personal Online Dosimetry Using computational Methods), pretende calcular mediante el método de simulación Monte Carlo las características de los campos de radiación dispersa generados durante procedimientos de radiología intervencionista, a partir de la identificación de una serie de parámetros característicos de la fuente de rayos X: *kilovoltaje, filtración, tamaño de campo y angulación de giro*.

Para ello, en este proyecto se emplea el código de simulación *PENELOPE/ PenEasyV2* estructurado en diversos archivos: fuente de emisión, materiales, cuerpos geométricos, archivo de entrada y archivo de salida.

El análisis de los datos extraídos, permite comprobar a priori, sin que sea necesario exponer a ningún trabajador a la radiación, cómo una variación del parámetro a estudiar tiene una influencia sobre la dosis del operador. Específicamente, el parámetro *filtración* muestra una mayor variabilidad en la dosis ocupacional absorbida, donde su incremento tiende a estabilizarse a partir de una energía de 95 kV y una filtración de 0.6-0.9 mmCu.

Palabras clave:

Radiología intervencionista, fluoroscopia, C-arm, PENELOPE, Monte Carlo, PODIUM, simulación.

Abstract

In interventional radiology procedures, real-time imaging techniques are used, through the use of ionizing radiation, in order to treat or diagnose pathologies through minimally invasive procedures.

The increase in complexity and number of interventional procedures, which could mean an increase in radiation received by both patients and medical staff, has generated an increase in consciousness in the field of radiation protection.

This work, which is part of the project of radiological protection *PODIUM* (Personal Online Dosimetry Using Computational Methods), aims to calculate using the Monte Carlo simulation method the characteristics of the scattered radiation fields generated during interventional radiology procedures, from the identification of characteristic parameters of the X-ray source: *beam energy, filtration, field size and rotation angulation*.

Thereby, *PENELOPE / PenEasyV2* simulation code structured in different files is used in this project: emission source, materials, geometric bodies, input file and output file.

The analysis of the extracted data, allows to check beforehand, without it being necessary to expose any worker to the radiation, how a variation of the parameter to study has an influence on the operator's dose. Specifically, the *filtration* parameter shows a greater variability in the absorbed occupational dose, where its increase tends to stabilize from an energy of 95 kV and a filtration of 0.6-0.9 mmCu.

Keywords:

Interventional radiology, fluoroscopy, C-arm, PENELOPE, Monte Carlo, PODIUM, simulation





Agradecimientos

A INTE, M. Amor, Anna, Víctor y a mi familia.



Glosario

IR: Radiología Intervencionista.

ICRU: Comisión Internacional de Unidades Radiológicas.

ICRP: Comisión Internacional de Protección Radiológica.

RIPP: Receptores de Imagen de Pantalla Plana.

PODIUM: Personal Online Dosimetry Using computational Methods.

INTE: Instituto de Técnicas Energéticas.

PENELOPE: PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons.



Índice

RESUM	I
RESUMEN	II
ABSTRACT	III
AGRADECIMIENTOS	V
GLOSARIO	VI
ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE ECUACIONES	XV
ÍNDICE DE TABLAS	1
1. PREFACIO	2
1.1. Origen del trabajo.....	2
1.2. Motivación	2
1.3. Requisitos previos.....	2
2. INTRODUCCIÓN	3
2.1. Objetivos del trabajo	4
3. BASE TEÓRICA	5
3.1. Radiología intervencionista: fluoroscopia.....	5
3.2. Equipamiento: C-arm.....	5
3.2.1. Tubo de rayos X.....	6
3.2.2. Intensificador de imagen	8
3.2.3. Monitores de control y visualización.....	8
3.3. Magnitudes radiológicas.....	9
3.3.1. Físicas	9
3.3.2. De protección.....	9
3.3.3. Operacionales	11
3.4. Radiación dispersa	12
4. METODOLOGÍA	14
4.1. Simulación Monte Carlo PENELOPE/PenEasyV2.....	14
4.1.1. Archivos .mat	15
4.1.2. Archivos .spc.....	17

4.1.3.	Archivo .geo	18
4.1.4.	Archivo .in	22
4.1.5.	Archivo .out	24
4.1.6.	Cluster Argos: simulación	25
5.	RESULTADOS	26
5.1.	Parámetro kilovoltaje (kV)	27
5.2.	Parámetro filtrado (mmCu)	29
5.3.	Parámetro tamaño de campo (cm)	34
5.4.	Parámetro angulación de giro (°)	37
6.	ANÁLISIS DEL IMPACTO AMBIENTAL	40
7.	CONCLUSIONES	41
8.	ANÁLISIS ECONÓMICO	44
9.	BIBLIOGRAFÍA	45
10.	ANEXO A	46
10.1.	Archivo .mat	46
10.2.	Archivo .spc	48
10.3.	Archivo .geo	51
10.4.	Matriz Euler .geo	61
10.5.	Archivo .in	62
10.6.	Archivo NIST.dat	71
10.7.	Archivo ICRP74.dat	72
10.8.	Archivo .out: Tally Fluence Track Length-photon.dat	75
10.9.	Archivo .out: Tally Photon Fluence Point 1.dat	81
11.	ANEXO B	91
11.1.	Parámetro kilovoltaje	91
11.2.	Parámetro filtrado	92
11.3.	Parámetro tamaño de campo	98
11.4.	Parámetro angulación de giro	102



Índice de figuras

Figura 1. Philips Azurion 7 C12. Image-guided therapy system.(3)	6
Figura 2. Componentes tubo de rayos X. (2)	7
Figura 3.Representación de la radiación dispersa en una fluoroscopia.(11).	12
Figura 4. Generación archivo .mat segundo método.	16
Figura 5. Determinación parámetros archivo .spc..	17
Figura 6. Generación espectro archivo .spc.	18
Figura 7. Eje de coordenadas .geo.	19
Figura 8. Bomab.	20
Figura 9. Bomab vista planta.	20
Figura 10. Ángulo primario.	21
Figura 11. Ángulo secundario.	21
Figura 12. Representación gráfica puntos operador y referencia.	23
Figura 13. Posición operador.	23
Figura 14. Eje de coordenadas archivo in.	24
Figura 15. Ejecución simulación.	25
Figura 16. Gráfico representación dosis absorbida en el punto de referencia A en relación al parámetro kV	27
Figura 17. Gráfico representación dosis absorbida en los puntos del operador en relación al parámetro kV.	28

Figura 18. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto de referencia. _	28
Figura 19. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto de referencia A. _____	30
Figura 20. Gráfico afectación parámetro filtrado en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 2. _____	31
Figura 21. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 5. _____	32
Figura 22. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 1.2 mmCu. _____	33
Figura 23. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto de referencia A. _____	34
Figura 24. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 5 del operador. _____	35
Figura 25. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 5 del operador. _____	36
Figura 26. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 2 para los distintos kV. _____	38
Figura 27. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 3 para los distintos kV. _____	39
Figura 28. Generación archivo .mat segundo método. _____	46
Figura 29. Matriz de rotación 3 ángulos de Euler.(13) _____	61
Figura 30. Gráfico afectación parámetro filtrado en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 1. _____	91

- Figura 31. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 1. _____ 92
- Figura 32. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 3. _____ 92
- Figura 33. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 4. _____ 93
- Figura 34. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0 mmCu _____ 93
- Figura 35. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.1 mmCu. _____ 94
- Figura 36. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.2 mmCu. _____ 94
- Figura 37. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.2 mmCu. _____ 95
- Figura 38. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.3 mmCu. _____ 95
- Figura 39. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.6 mmCu. _____ 96
- Figura 40. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.9 mmCu. _____ 96
- Figura 41. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 1.2 mmCu. _____ 97
- Figura 42. Gráfico afectación parámetro filtro entre el punto 1 del operador y el punto de referencia respecto al parámetro kV. _____ 97

- Figura 43. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 1 del operador. _____ 98
- Figura 44. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 2 del operador. _____ 98
- Figura 45. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 3 del operador. _____ 99
- Figura 46. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 4 del operador. _____ 99
- Figura 47. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 1 del operador. _____ 100
- Figura 48. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 2 del operador. _____ 100
- Figura 49. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 3 del operador. _____ 101
- Figura 50. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 4 del operador. _____ 101
- Figura 51. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 1 para los distintos kV. _____ 102
- Figura 52. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 4 para los distintos kV. _____ 102
- Figura 53. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 5 para los distintos kV. _____ 103

Índice de ecuaciones

Ecuación 1. KERMA. _____	9
Ecuación 2. Dosis absorbida. _____	9
Ecuación 3. Dosis absorbida en un órgano. _____	10
Ecuación 4. Dosis equivalente en un órgano. _____	10
Ecuación 5. Dosis efectiva. _____	10
Ecuación 6. Ecuación cilindro. _____	19
Ecuación 7. Índice cilindro .geo. _____	19
Ecuación 8. Ángulos de Euler. _____	21
Ecuación 9. Fórmula ratio. _____	26
Ecuación 10. Propagación errores ratio. _____	26
Ecuación 11. Matriz de rotación dos ángulos.(15) _____	61

Índice de tablas

Tabla 1. Equipamiento fluoroscopio(4)	6
Tabla 2. Límites de dosis para exposición ocupacional.(9)	11
Tabla 3. Coordenadas puntos operador y referencia.	24
Tabla 4. Análisis económico.	44

1. Prefacio

1.1. Origen del trabajo

En 2017, en el marco de una convocatoria de proyectos de investigación de la plataforma CONCERT-EJP se formó un consorcio de diversas instituciones europeas, relacionadas con la protección radiológica en Europa, con la función de llevar a cabo un proyecto llamado *PODIUM* (Personal Online Dosimetry Using Computational Methods). Su objetivo es desarrollar una nueva aplicación para la estimación de la dosis ocupacional absorbida por el personal que realiza procedimientos de radiología intervencionista sin el uso de dosímetros físicos.

El grupo de investigación de dosimetría y radiofísica médica de la UPC, que se encuentra en las instalaciones de INTE, se integra en el proyecto y participa en el desarrollo del código *PENELOPE* de simulación Monte Carlo.

1.2. Motivación

Seguridad Hospitalaria, asignatura de tercer curso del grado en ingeniería biomédica, marcó un antes y un después en mis intereses académicos. En concreto, el apartado de dosimetría realizado por M. Amor Duch, despertó mi curiosidad por el campo de la protección radiológica. Es por ello, que consideré oportuno realizar el trabajo de fin de grado en este ámbito, poniéndome en contacto lo antes posible con la tutora de este proyecto.

1.3. Requisitos previos

Para llevar a la práctica el presente proyecto, se deben tener unos conocimientos mínimos de programación y protección radiológica, así como de análisis de datos.

A nivel informático, se necesita una clave de acceso al sistema Argos Cluster, y el permiso para la ejecución y modificación del código PENELOPE/PenEasyV2. Además, es necesario el uso de programas externos que permitan, por una parte, la creación y/o modificación de archivos específicos para ejecutar la simulación y, por otro lado, observar diferentes pantallas de visualización de datos.

2. Introducción

En la última década se ha incrementado notablemente la complejidad y el número de técnicas intervencionistas, lo que ha generado una preocupación creciente debido a las dosis de radiación recibidas tanto por los pacientes como por los trabajadores sanitarios. Para el cumplimiento de la legislación vigente, el personal profesionalmente expuesto a la radiación recibida durante su jornada laboral, debe utilizar dosímetros para la medida de la dosis absorbida. Este tipo de dosímetros, de tipo pasivo, no permite conocer las características del haz de radiación ni en qué momento se está recibiendo la mayor contribución a la dosis. Asimismo, a pesar de que existen en el mercado dosímetros de tipo activo que permiten conocer la distribución de dosis diaria, no están actualmente aceptados como dosímetros legales ni su uso está ampliamente extendido.

En todo caso, que el personal sanitario lleve correctamente los dosímetros y que éstos sean adecuados para cada órgano/situación de interés (dosímetro de cuerpo entero, dosímetro de cristalino, extremidades...) son las principales limitaciones en el uso de los dosímetros.

Así mismo, el objetivo del proyecto PODIUM en el que se enmarca este trabajo es desarrollar una nueva aplicación para la estimación de la dosis ocupacional absorbida por el personal que realiza procedimientos de radiología intervencionista sin el uso de dosímetros físicos.

Las características de los campos de radiación dispersa a los que está expuesto el personal sanitario dependen de varios parámetros característicos de la fuente de rayos X: *kilovoltaje, filtración, tamaño de campo y angulación de giro*, entre otros, por lo que conocer detalladamente su efecto en las dosis de los trabajadores es de gran importancia. Sin embargo, la gran demanda asistencial, así como el hecho de que los equipos requieren ser manejados in situ por personal sanitario, provoca la irradiación de los trabajadores y la inviabilidad de llevar a cabo experimentalmente dicho estudio.

Es por ello, que surge la necesidad de estimar la influencia de dichos parámetros mediante el cálculo de transporte de la radiación ionizante a través de la simulación Monte Carlo y en particular con el código PENELOPE/PenEasyV2, donde se pueden analizar un gran volumen de datos y escenarios.

De este modo, el trabajo de fin de grado se inicia con el apartado de base teórica, en el que se definen los fundamentos que permiten contextualizar el estudio. Seguidamente, se explica la metodología empleada para la generación de las distintas simulaciones, donde se definen los distintos tipos de archivos informáticos generados para que esta sea posible. Y por último, se analizan los resultados derivados de las diversas situaciones expuestas y se redactan las conclusiones.

2.1. Objetivos del trabajo

Objetivo general: calcular mediante el método de simulación Monte Carlo las características de los campos de radiación dispersa generados durante procedimientos de radiología intervencionista e identificar los parámetros críticos que deben ser tenidos en cuenta, con el fin de prevenir los efectos estocásticos en el personal médico.

Objetivos específicos:

- Estudiar los campos de radiación en radiodiagnóstico y, en concreto, los procedimientos de radiología intervencionista.
- Aprender cómo funciona el método de simulación Monte Carlo y el código PENELOPE/PenEasyV2.
- Calcular la dosis absorbida en el personal médico para distintas posiciones y para las configuraciones de irradiación más habituales.
- Analizar la afectación, en materia de dosis ocupacional, de la modificación de los distintos parámetros de la fuente de rayos X: kilovoltaje, filtración, tamaño de campo y angulación del equipo.
- Generación de una base de datos que permita identificar los parámetros de mayor importancia y, la adquisición de valores de interés ya simulados.

3. Base teórica

3.1. Radiología intervencionista: fluoroscopia

La **radiología intervencionista** (IR) es una especialidad médica en la que se utilizan técnicas de imagen, conjuntamente con un equipamiento radiológico, con el fin de tratar o diagnosticar patologías mediante procedimientos mínimamente invasivos. Tiene como objetivo guiar al personal médico en algunos de estos procedimientos que son realizados por medio de agujas, guías, tubos o catéteres.(1)

Algunas de estas prácticas que se llevan a cabo en la radiología intervencionista son:

- *Obtención de imágenes:* angiografía, aortografía, arteriografía, cateterización cardíaca, mielografía y venografía.
- *Procedimientos intervencionistas:* colocación de stent, embolización, trombosis, angioplastia con balón, aterectomía y electrofisiología.(2)

Por otro lado, la técnica de imagen en la que se centra este trabajo es la **fluoroscopia**. Su objetivo es obtener una visualización dinámica a tiempo real de las distintas estructuras internas del paciente mediante el uso de radiación ionizante: rayos X.

3.2. Equipamiento: C-arm

En la fluoroscopia, la visualización en tiempo real de los distintos procedimientos intervencionistas se realiza a través de un sistema móvil fluoroscópico o mayormente conocido como C-arm (brazo en C). Aunque existen más elementos que integran este equipamiento, está formado, en términos generales, por una fuente de rayos X y un intensificador de imagen conectados mediante una estructura en forma de C, de ahí su nombre.

Este tipo de estructura garantiza que el brazo en C se pueda trasladar de manera tanto vertical como horizontal y rote alrededor de los ejes que lo componen. Permitiendo, de este modo, que la fuente de radiación atraviese el paciente mediante la emisión de rayos X y, gracias a la variación de densidades de las diferentes estructuras de éste, el intensificador de imagen detecte alteraciones en la radiación recibida y la convierta en una imagen visible.(1)

En la Figura 1 y la Tabla 1 se observan los distintos elementos que constituyen un fluoroscopio:

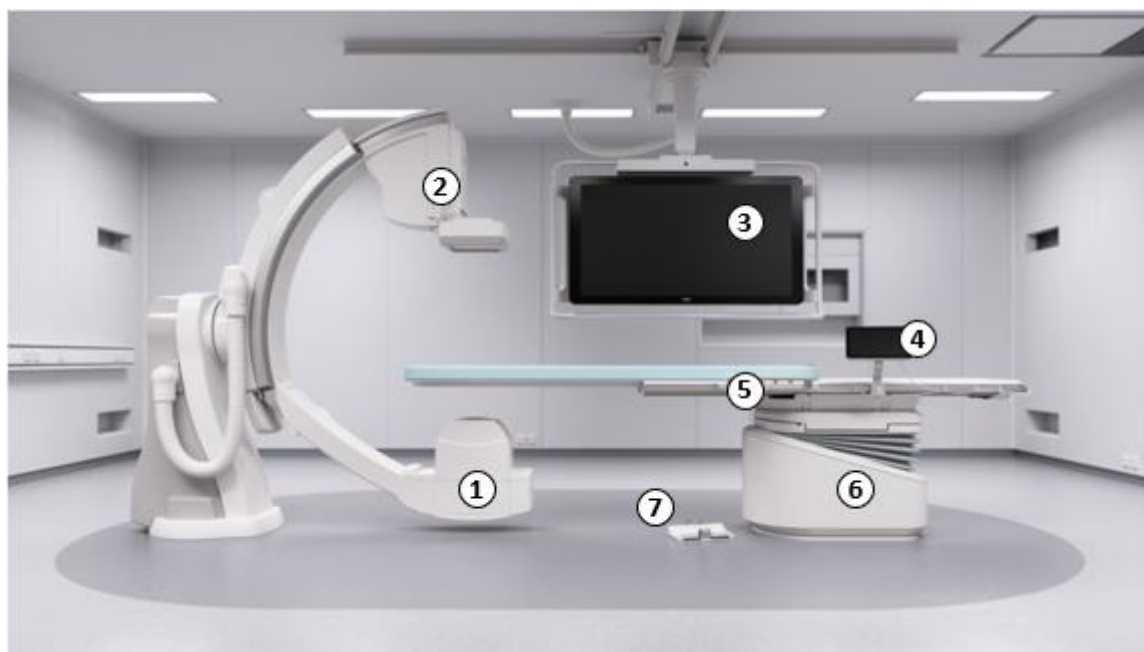


Figura 1. Philips Azurion 7 C12. Image-guided therapy system.(3)

Tabla 1. Equipamiento fluoroscopia(4)

1	Tubo de rayos X	5	Módulo de control
2	Intensificador de imagen	6	Camilla del paciente.
3	Monitor de visualización	7	Pedal de control.
4	Monitor de control táctil		

3.2.1. Tubo de rayos X

Tiene la función de emitir mediante pulsos o de manera continua la radiación ionizante (rayos X) en dirección al paciente y, por lo tanto, en dirección al intensificador de imagen. Está estructurado en cuatro partes diferenciadas:

- *Estructura de sustento:* integrada por el sistema móvil C-arm.
- *Cubierta metálica:* permite generar una protección tanto para descargas eléctricas como daños mecánicos. Dispone de una pequeña apertura normalmente de cristal, conocida como ventana, a través de la cual se emite el haz de rayos X en la dirección deseada.

- *Blindaje de plomo:* reduce la radiación de fuga considerablemente y contiene un aceite aislante que realiza la función de amortiguador térmico reduciendo el calor disipado.
- *Ampolla de vidrio:* envoltura que mantiene las condiciones de vacío en el interior del tubo permitiendo así, una producción de rayos X más eficiente y una vida útil más duradera.
- *Componentes internos:* el cátodo (potencial negativo) que es el encargado de emitir los electrones mediante un filamento que se encuentra en la copa focalizadora; el ánodo rotatorio (potencial positivo), con la función de absorber los electrones procedentes del ánodo permitiendo así la emisión de radiación; el colimador encargado de limitar el paso del haz restringiendo su tamaño y el filtro, que reduce la intensidad del haz mientras aumenta su energía media, evitando así un aumento de la dosis en la superficie del paciente.(2)

En la *Figura 2* se representan de forma más detallada los distintos elementos que integran el tubo de rayos X.

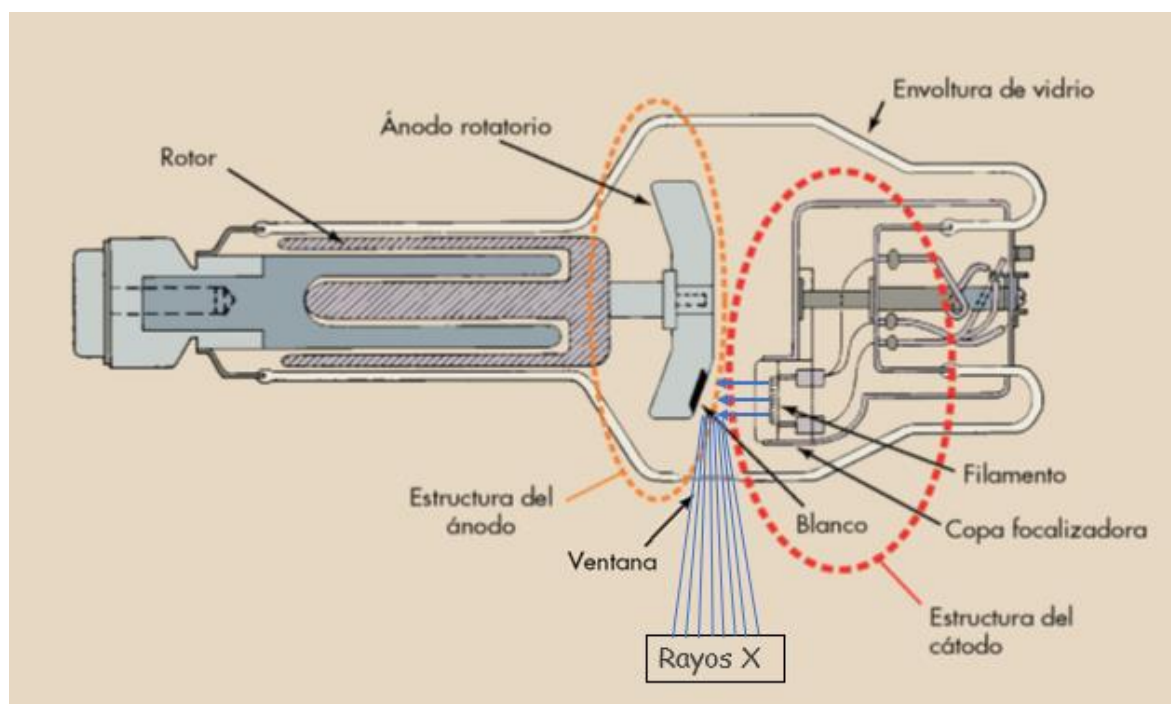


Figura 2. Componentes tubo de rayos X. (2)

Principio de funcionamiento: El *cátodo*, integrado por la copa de enfoque y de potencial negativo, emite electrones en dirección al ánodo mediante un filamento de tungsteno. Este fenómeno, conocido como emisión termiónica, se lleva a cabo cuando se calienta el cátodo por medio de una corriente que se hace circular entre sus extremos con una diferencia de potencial relativamente pequeña (6-10V) permitiendo el calentamiento del filamento y, a su vez, la emisión de electrones de las capas más externas.

Por otro lado, el *ánodo*, que está formado generalmente por tungsteno y de potencial positivo, recibe los electrones emitidos por el *cátodo* colisionando en lo que comúnmente se conoce como *blanco* u objetivo. Al tratarse de un *ánodo* rotatorio, alimentado por medio de un motor de inducción electromagnética, el haz de electrones impacta con un *blanco* de área mucho mayor evitando así el sobrecalentamiento del mismo.

Finalmente, el electrón que recibe el *ánodo* interacciona tanto con el núcleo de los átomos del *blanco* como con los electrones orbitales de éste produciendo así energía térmica (calor), energía infrarroja (también calor) y rayos X. Si la interacción se produce con los electrones de la capa interna, al arrancar uno de ellos y ionizar el átomo del *blanco*, se producen rayos X característicos cuando un electrón de la capa externa ocupa el hueco de la capa interna. Por otro lado, cuando el electrón pasa cerca del núcleo del átomo del objetivo y, debido al campo eléctrico de éste, se frena y cambia su dirección se producen rayos X de frenado o *bremsstrahlung*.(2)

3.2.2. Intensificador de imagen

Se define como un dispositivo médico que detecta los rayos X, una vez han atravesado el paciente, y permite visualizar el movimiento y la localización de los tejidos internos del cuerpo humano en tiempo real. En la actualidad, y en los equipamientos más avanzados, se utilizan los llamados RIPP (Receptores de Imagen de Pantalla Plana) que están compuestos por detectores de píxeles de yoduro de cesio (CsI) y una lámina de plomo (Pb). (2)

Un factor a tener en cuenta en el uso del intensificador de imagen, es determinar que tamaños son los elegidos para el detector ya que nos permite modificar el tamaño del campo del haz de rayos X.(5)

3.2.3. Monitores de control y visualización

Este apartado integra todos los módulos y paneles destinados al control y visualización de los distintos procedimientos llevados a cabo en una fluoroscopia. Por un lado, los sistemas de control permiten diversas funcionalidades: ajustar la posición de la camilla y el resto de equipamientos, variar los parámetros de procesamiento y visualización en los monitores y activar o desactivar el haz de rayos X.

Por otro lado, los monitores permiten la visualización en directo de los procesos llevados a cabo en la intervención y su afectación en el paciente (movimiento de fluidos de contraste, vasos sanguíneos, etc.), así como la visualización de imágenes procesadas digitalmente o revisión de éstas. En este tipo de pantallas, la transferencia de datos y su obtención pueden llegar a ser de 30 imágenes por segundo.(2)

3.3. Magnitudes radiológicas

La radiología, como otros muchos campos de la ciencia, dispone de términos y magnitudes específicas decretadas en 1981 por la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU)(2). En concreto, se definen según su ámbito de actuación: físicas, operacionales o de protección.(6)

3.3.1. Físicas

Muestran información de la exposición en relación al campo radiológico generado. A partir de estos valores, se pueden definir el resto de magnitudes y su afectación en el organismo.

Kerma en Aire (en inglés “air Kinetic Energy Released per unit Mass”, K): es la magnitud que expresa la exposición o la intensidad de radiación. Se define como la suma de energía cinética inicial de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas, en un material por unidad de masa. Las unidades en el SI son el J kg⁻¹, comúnmente conocidas como gray (Gy).(7)

$$K = \frac{dE}{dm}$$

Ecuación 1.KERMA.

Dosis absorbida (D): es la energía absorbida por unidad de masa en un determinado punto. Se define como el cociente entre la energía media impartida por la radiación y la masa de dicho material. Es decir, coloquialmente representa la energía “que se queda” en la materia especificada. Su unidad, al igual que el Kerma, es el Gray (Gy). (8)

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}$$

Ecuación 2.Dosis absorbida.

3.3.2. De protección.

Tienen la función de establecer cuáles son los límites máximos de dosis recibida para un ser humano con la finalidad de poder prevenir los posibles efectos *estocásticos*¹ que se puedan producir. Como no

¹ Daño inducido por la radiación ionizante, cuya probabilidad de aparición aumenta con la dosis de radiación recibida, y cuya gravedad, es independiente de esta dosis. Ejemplos típicos son la leucemia, el cáncer o trastornos hereditarios.

son medibles en la práctica, se determinan mediante unos factores de ponderación establecidos por la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas.

Dosis absorbida en un órgano (D_T): está definida como el promedio de la dosis absorbida en un órgano o tejido concreto. Por lo tanto, corresponde con el cociente entre la dosis total impartida a este y la masa total de dicho órgano. Las unidades coinciden con la dosis absorbida ya especificada en el apartado anterior, Gray (Gy).

$$\bar{D}_T = \frac{\int_T D(x, y, z) \rho(x, y, z) dV}{\int_T \rho(x, y, z) dV}$$

Ecuación 3. Dosis absorbida en un órgano.

Dosis equivalente en un órgano (H_T): se define como la dosis absorbida en un órgano o tejido multiplicada por el factor de ponderación específico de dicha radiación.

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Ecuación 4. Dosis equivalente en un órgano.

Dónde $D_{T,R}$ representa a la dosis absorbida media para la radiación R en el órgano o tejido T y w_R , el factor de ponderación específico para la radiación R . La suma se realiza en relación a todas las radiaciones involucradas. Las unidades son $J\ Kg^{-1}$, que son las mismas que para la dosis absorbida, aunque se utiliza el nombre especial Sievert (Sv) para diferenciarlas.(8)

Dosis efectiva (E): debido a que los diferentes tejidos o órganos presentan sensibilidad variable enfrente a la radiación ionizante, se define otra magnitud como la suma ponderada de las dosis equivalentes de todos los tejidos y órganos afectados.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{T,R} w_R w_T D_{T,R}$$

Ecuación 5. Dosis efectiva.

Donde la H_T representa a la dosis equivalente en el órgano o tejido T y la w_T es el factor de ponderación para dicho órgano o tejido. Al igual que la dosis equivalente, su unidad es el Sievert (Sv). (7)

Finalmente, los límites de dosis para la exposición ocupacional recomendados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) se observan en la Tabla 2. Donde algunos valores se

muestran en formato *dosis equivalente*, para prevenir los efectos *deterministas*¹ en tejidos específicos y, en cambio, otros se muestran en formato dosis efectiva para limitar los posibles efectos estocásticos.

Tabla 2. Límites de dosis para exposición ocupacional.(9)

MAGNITUD	LÍMITE DE DOSIS OCUPACIONAL (mSv)
Dosis Efectiva	20 mSv por año promediado en un periodo consecutivo de 5 años (100 mSv en 5 años), y 50 mSv como máximo en un único año.
Dosis Equivalente en:	
Cristalino	20 mSv por año promediado en periodos definidos de 5 años, y con ningún año excediendo de 50 mSv.
Piel ^a	500 mSv en un año.
Extremidades (pies y manos)	500 mSv en un año.

^a Promediado sobre 1 cm² en el área de la piel altamente irradiada.

3.3.3. Operacionales

Debido a que las magnitudes de protección no son medibles, las variables operacionales son utilizadas en la práctica para evaluar la *dosis efectiva* o *equivalente* en tejidos o órganos de manera aproximada.(6)

Dosis equivalente personal ($H_p(d)$): se define como la dosis equivalente en tejido blando, por debajo de un punto concreto del cuerpo humano y a una profundidad d .(8) Este punto, normalmente, se encuentra en la posición del dosímetro.

¹ Daño provocado por la radiación ionizante y que aparece con certeza al superar un umbral de dosis. Su gravedad depende de la dosis de radiación recibida, agravando el efecto a la vez que esta aumenta. Un ejemplo son las quemaduras de la piel.

Se representa con los términos $H_p(0.07)$, $H_p(3)$ y $H_p(10)$, según si la profundidad corresponde a 0.07mm, 3mm o 10mm respectivamente.

3.4. Radiación dispersa

Se denomina radiación dispersa a aquella que, una vez ha atravesado el paciente o ha interactuado con éste, se desperdiga en múltiples direcciones poniendo en riesgo la salud del personal médico que se encuentra en el lugar.

La cantidad y la dirección de la radiación dispersa es variable según una serie de factores: tamaño y posición del paciente, angulación y tamaño del haz, filtración y ajustes en el procedimiento de obtención de imágenes. (9)

Se tiene que tener en cuenta que la exposición por parte del personal médico está relacionada con la exposición del paciente, aunque esta correlación no es siempre lineal: dosis bajas en el paciente no siempre significan dosis bajas en el personal médico. Aunque por norma general, como la radiación ocupacional es debida a la dispersión que genera el individuo radiado, cualquier método que reduzca su exposición reducirá la exposición de los trabajadores.(10)

En la *Figura 3* se refleja como interactúa esta radiación siendo las zonas más próximas al haz de rayos X las que reciben una mayor dosis.

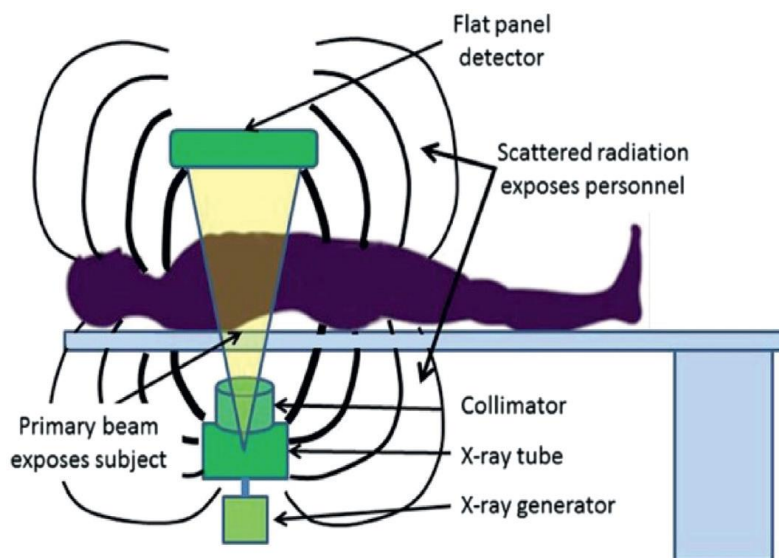


Figura 3. Representación de la radiación dispersa en una fluoroscopia. (11).

Debido a su suma importancia, la protección del personal médico está formada por componentes activos y pasivos. Siendo la protección pasiva la que integra el propio equipamiento fluoroscópico, y la

protección activa el uso correcto de este equipamiento. Estrategias de protección activa incluyen el empleo de elementos, fabricados normalmente mediante plomo, como guantes especiales, delantales, collares, gafas protectoras y pantallas movibles. (10)

Adicionalmente, existen técnicas que se pueden utilizar en la radiología intervencionista para disminuir la dosis ocupacional:

- Minimizar el tiempo del procedimiento fluoroscópico.
- Minimizar el número de imágenes adquiridas.
- Utilizar tecnologías de reducción de dosis del paciente.
- Utilizar el colimador.
- Posicionar-se en un área de baja radiación dispersa.
- Emplear escudos protectores.
- Utilizar equipamiento adecuado en la adquisición de imágenes.
- Obtener entrenamiento apropiado.
- Llevar puesto el dosímetro individual y seguir los procedimientos de control.(9)

4. Metodología

4.1. Simulación Monte Carlo PENELOPE/PenEasyV2

La simulación mediante el método Monte Carlo es una técnica de cálculo automatizado en la que se combinan conceptos estadísticos, muestreo aleatorio, con la capacidad de generar variables pseudoaleatorias.(12)

En concreto en el ámbito de la radiación, consiste en la generación aleatoria de historias que suceden en un determinado experimento. De este modo, a partir de las variables que influyen en las distintas interacciones (posición, energía y dirección de las partículas), se determina una trayectoria probabilística de la partícula (historia) que acabará en una interacción o no.(6)

El programa que lleva a cabo la simulación en este proyecto se trata de *PENELOPE* (PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons), que dispone de un amplio margen energético, entre 50 eV y 1 GeV, y realiza la simulación del transporte de electrones, positrones y fotones. *PENELOPE* es una librería de subrutinas por lo que necesita un programa externo que gestione la simulación para una finalidad específica, para ello en este trabajo se utiliza *PenEasyv2* para definir geometrías concretas, magnitudes y variables de interés.

Los archivos utilizados por *PenEasyv2* para coordinar *PENELOPE* y, a su vez, modificar las simulaciones según nuestro interés son:

- *.mat*: generación de materiales.
- *.geo*: determinación de los cuerpos geométricos.
- *.spc*: especificación de las características de la fuente utilizada.
- *.in*: archivo de entrada que aglomera todos los parámetros y variables de interés.
- *.out*: archivo de salida que proporciona los resultados específicos simulados.

En el Anexo se especifica detalladamente la composición de los archivos involucrados en el proceso.

Por otro lado, la simulación se puede llevar a cabo gracias a un Cluster llamado *Argos*, permitiendo que múltiples terminales se puedan conectar a un servidor central que realice los cálculos en un tiempo relativamente inferior. De este modo, se necesitan programas externos que coordinen los archivos generados en *PenEasyV2* con el Cluster: *WinSCP* y *PUTTY*.

Debido a que se tratan de procedimientos intervencionistas, es importante determinar cuáles son los rangos de simulación de los distintos parámetros a analizar. De este modo:

- *Voltaje del tubo de rayos X*: se analiza el rango entre 60 kVp i 120 kVp, con un intercalado de 10 en 10, 5 en 5 o de 2 en 2, dependiendo de la precisión del estudio.
- *Filtrado*: estudio del impacto que supone el añadido de una capa de milímetros de cobre (mmCu) a la filtración del haz de rayos X. El rango será: 0.1 mmCu, 0.2 mmCu, 0.3 mmCu, 0.6 mmCu, 0.9 mmCu i 1.2 mmCu.
- *Tamaño de campo*: se observa la afectación que supone una mayor amplitud en el haz de rayos X. Para ello, se modifica el tamaño de campo a partir del aumento del tamaño del intensificador de imagen (su diagonal siendo este un cuadrado). Los valores a analizar son: 15, 22, 27, 42 y 48 cm.
- *Ángulo de rotación*: análisis del efecto que supone variar el ángulo de giro del equipamiento C-arm. Siendo el ángulo primario 5º y 15 º, y el ángulo secundario 15º y 45º.

4.1.1. Archivos .mat

Definen los materiales especificados y que serán utilizados en las distintas interacciones. En nuestro caso, integran: el material ICRU (Soft Tissue) que es el material por el cual está formado el paciente; los materiales CsI (Ioduro de Cesio) y Pb (Plomo) que constituyen el intensificador de imagen y por último, el Aire que es el material necesario para llevar a cabo las interacciones tanto en el punto A de referencia como en los puntos del operador.

Para la creación del archivo es necesario acceder a la pantalla de visualización que proporciona *PUTTY* y ejecutar el archivo *material.x*. Una vez dentro de la ruta remota, el software nos propone dos métodos de creación:

- *Introducir manualmente la composición del material deseado*: nombre y composición química.
- *Generar archivo a partir de una lista de materiales ya creados*.

El segundo método, que resulta ser el procedimiento más rápido, se lleva a cabo mediante una lista definida en el directorio */pendbase* que incluye un total de 280 materiales ordenados numéricamente.

En este caso, se muestra de ejemplo la creación del elemento Plomo (Pb) necesario en la formación del intensificador de imagen. Para ello, los pasos a seguir son:

1. *Selección del método “creación mediante lista”*: se selecciona introduciendo el valor 2.
2. *Introducción valor de identificación en la lista ya creada*: el plomo corresponde al 82.
3. *Considerar la posibilidad de realizar cambios en el resultado de las variables*: al no querer ejecutar ningún cambio se vuelve a insertar el valor 2.
4. *Definir el nombre del archivo .mat*.

En la *Figura 4*, se representa la pantalla de visualización en la creación del material. Por otro lado, si se desea visualizar tanto el segundo método como una parte del archivo resultante, se exponen en el anexo 10.1.

```

slllop@argos-frontend:~/PENELOPE/penelope/pendbase
[sllop@argos-frontend ~]$ cd /home/slllop/PENELOPE/penelope/pendbase
[sllop@argos-frontend pendbase]$ ./material.x

Select one option (1 or 2):
  1: Enter composition data from the keyboard
  2: Read them from the file pdcompos.pen
2
Enter material identification number ...
82

  82 LEAD  (82)
Element: Pb (Z=82), atoms/molecule = 1.00000E+00

Density = 1.13500E+01 g/cm**3

Number of electrons per molecule = 8.20000E+01
Mean excitation energy = 8.23000E+02 eV

Estimated oscillator strength and energy of the plasmon:
Fcb = 2.00000E+00, Wcb = 9.53786E+00 eV
(for insulators, these quantities should be set equal to zero)

Do you wish to change the Fcb and Wcb values? (1=yes,2=no)
(type 2 if you are not sure...)
2

Fcb = 2.00000E+00, Wcb = 9.53786E+00 eV

Sternheimer adjustment factor = 1.75545E+00

Inner-shell lowest energy = 1.43900E+02 eV

E/P inel. grouping factor = 2.18287E+00
Compton grouping factor = 2.18287E+00

PENELOPE's material data file is being created.
Enter path+name for this file (up to 80 characters) ...

```

Figura 4. Generación archivo .mat segundo método.

4.1.2. Archivos .spc

Para la generación de los archivos .spc, se utiliza un software externo, llamado *Xcomp5r*, que permite la generación de espectros de energía de rayos X. Para ejecutar dicho software se emplea el programa *DOSBox* que es un emulador que permite la visualización y ejecución del programa *Xcomp5r*.

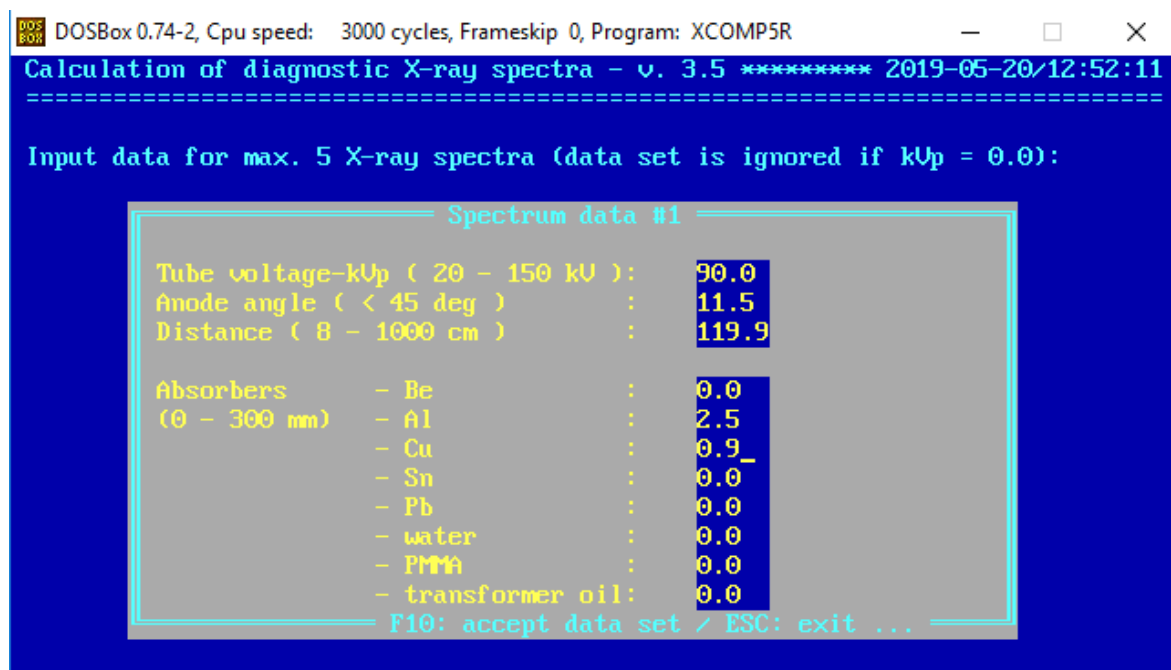


Figura 5. Determinación parámetros archivo .spc..

En la *Figura 5* se muestra como es el proceso de generación del archivo .spc, donde éste representa las características de la fuente de rayos X que será utilizada para la simulación. En este caso concreto, se genera una fuente con los siguientes valores, que corresponden a un equipo Siemens Artis:

- *Energía (voltaje) en el tubo (kV):* 90 kV.
- *Ángulo ánodo:* medida estándar de 11.5 °.
- *Distancia hasta el intensificador de imagen:* medida estándar de 119.9 cm
- *Filtración:* 2.5 mmAl i 0.9 mmCu.

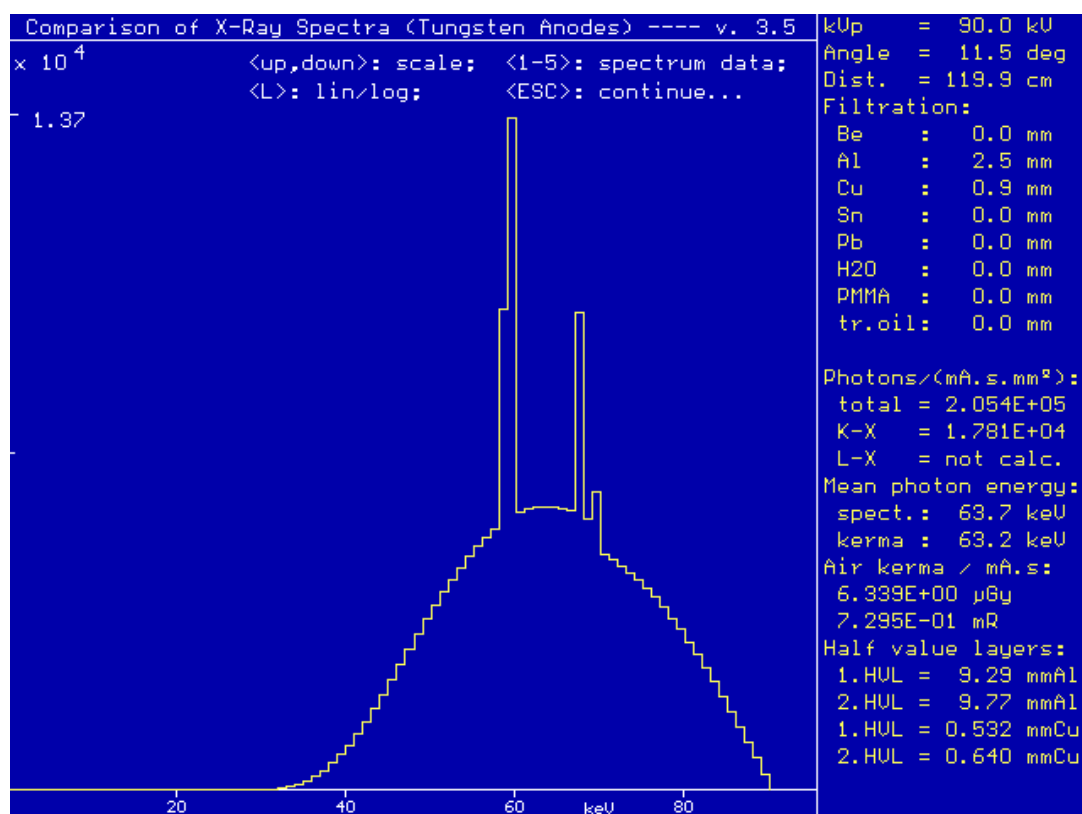


Figura 6. Generación espectro archivo .spc.

En la *Figura 6* se visualiza el espectro final generado, así como los valores y parámetros resultantes de dicho espectro. Cabe decir, que el formato final del archivo .spc, es un documento de texto en el que se observa la relación entre los valores de eV del espectro de fotones y su intensidad. Se puede observar un ejemplo en el anexo 10.2 Archivo .spc.

4.1.3. Archivo .geo

El archivo .geo corresponde a la definición de las distintas estructuras geométricas que capacitan la realización de la simulación. Es por ello, que es considerado un archivo de suma importancia y, por lo tanto, conlleva una complejidad mayor. En términos generales, suele ser un archivo estático, es decir, no suele variar en el transcurso de las distintas simulaciones (debido a que las formas geométricas son siempre las mismas), salvo en casos especiales que es necesario modificar varios valores a medida que se realizan los experimentos de *ángulo de giro* y *tamaño de campo*.

Antes de definir las estructuras, se debe considerar el eje de coordenadas (representado en la *Figura 7*) y el *isocentro* (0,0,0) localizado en la zona del pecho del paciente que se encuentra en la camilla. A partir de este punto, se definen el resto de estructuras teniendo en cuenta el sistema de ejes comentado anteriormente.

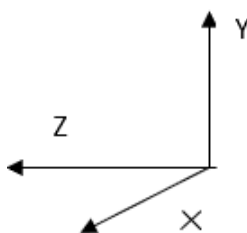


Figura 7. Eje de coordenadas .geo.

Una vez definido el sistema, el documento se genera mediante superficies, índices y módulos: donde los módulos (cuerpos geométricos) se subdividen en superficies representadas en los distintos planos mediante índices, que hacen referencia al tipo de geometría que se desea crear. Existen 4 estructuras geométricas diferenciadas en el archivo:

- *Intensificador de imagen.*
- *Cuerpo del paciente (maniquí geométrico llamado bomab).*
- *Punto de referencia A.*
- *Esfera de aire genérica.*

Intensificador de imagen: detector generado mediante los materiales especificados con anterioridad (una capa de plomo de 0.3 cm y una capa de yoduro de Cesio de 0.05 cm). Tiene forma cuadrada de 29.7 cm de lado y se encuentra a una altura de 41.5 cm respecto al *isocentro*.

Cuerpo del paciente: Está compuesto por 10 cilindros elípticos (teniendo en cuenta el exterior y el interior de estos), que integran desde la cabeza hasta la parte inferior de las piernas.

Para generar los cilindros elípticos, se define la ecuación matemática básica, así como el índice generado que se debe introducir en el documento .geo.(13)

$$x^2 + y^2 - 1 = 0$$

Ecuación 6. Ecuación cilindro.

$$(1,1,0,0,-1)$$

Ecuación 7. Índice cilindro .geo.

Finalmente, mediante el uso del programa externo *gview3d* se pueden observar las distintas estructuras generadas en la Figura 8 , teniendo el cuerpo del paciente una altura de 170 cm y una anchura máxima (pecho más brazos) igual a 50 cm.

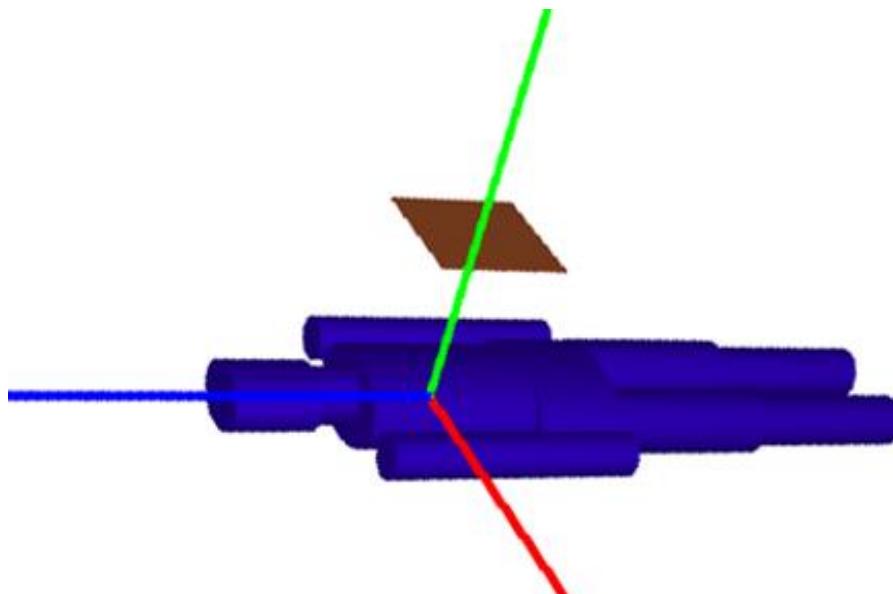


Figura 8. Bomab.

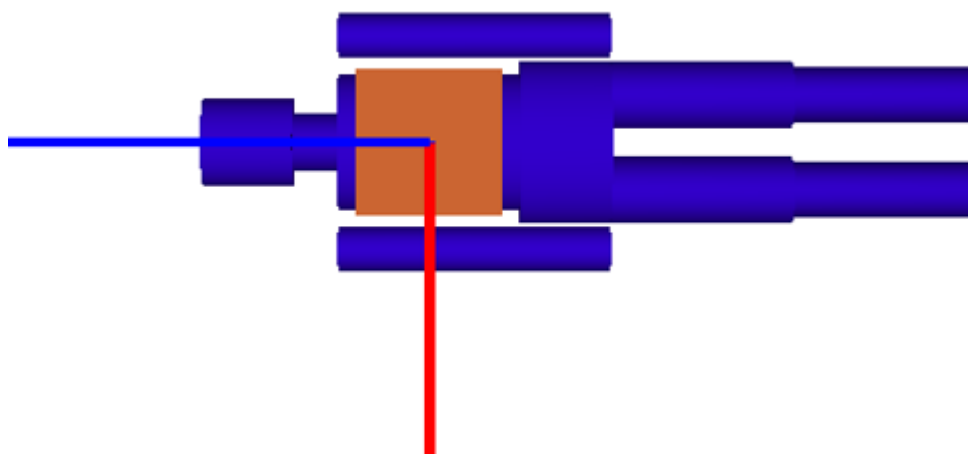


Figura 9. Bomab vista planta.

Punto de referencia A: se trata de un punto de estudio que está relacionado con la dosis recibida por el paciente, y por lo tanto realiza la función de detector. Es determinante para el análisis de la ratio de dosis absorbida en relación al operador. Se encuentra 2cm por encima de la fuente de rayos X (76,5 cm por debajo del *isocentro*) y está constituido por una estructura de aire cuadrada de 0.48 cm de lado.

Esfera de aire genérica: Indispensable para realizar la simulación *PENELOPE* y, de este modo, determinar las dosis absorbidas en los puntos estimados. Tiene un radio de 2.5 m.

4.1.3.1. Caracterización ángulo de giro Carm.

Por otro lado, tal y como se ha especificado con anterioridad, en el archivo .geo se deben modificar una serie de variables teniendo en cuenta la simulación que se esté realizando en ese preciso momento. Es el caso, del estudio del parámetro *angulación*, donde se estudia la afectación en relación al giro del C-arm, según su ángulo primario (rotación respecto al eje Z) y secundario (rotación respecto al eje X).

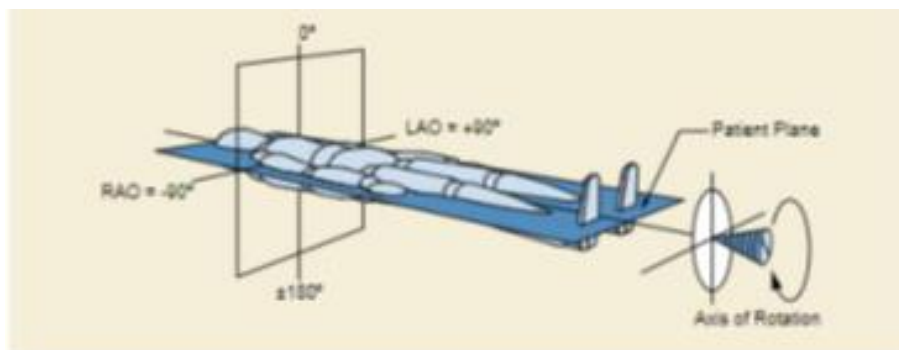


Figura 10. Ángulo primario.

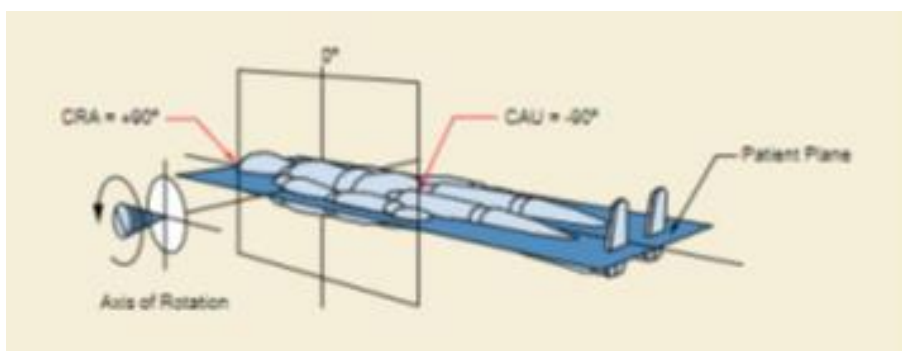


Figura 11. Ángulo secundario.

En el archivo .geo se deben indicar los distintos ángulos según el método *Euler*, donde se definen los tres ángulos *Omega* (ω), *Theta* (θ) y *Phi* (φ). Y que su generación a partir de los ángulos *Alfa* (α , primario) y *Beta* (β , secundario) se rige por una matriz de rotación que se encuentra definida en el anexo *Matriz Euler .geo*. Siendo el resultado, el siguiente sistema de ecuaciones:

$$\begin{cases} \omega = 90^\circ \\ \theta = \beta \\ \varphi = \alpha - 90^\circ \end{cases}$$

Ecuación 8. Ángulos de Euler.

Este módulo de giro, se define en el documento en los apartados *intensificador de imagen* y *punto de referencia A*, debido a que si uno gira el otro también debe tener la misma angulación puesto que se trata de la característica principal del C-arm.

En el anexo *Archivo .geo*, se puede observar un ejemplo.

4.1.4. Archivo .in.

Corresponde al archivo de entrada en la simulación. Se estructura en varios subapartados que conforman la unión de todos los integrantes que intervienen en el proceso: materiales, fuente de rayos X, resultados a extraer, etc.

Los apartados que integran el documento son:

- **Section configuration:** se define el tiempo que va a durar la simulación siendo en este caso: 300 segundos o hasta el alcance de $1.0e15$ historias, con una actualización de datos de 30 segundos.
- **Source section:** Se define la partícula a irradiar (fotón), así como la posición de la fuente de rayos X (78.5 por debajo del *isocentro*). También es el apartado en el cual se introducen los ángulos de Euler generados tal y como se explica en el apartado 4.1.3.1 en relación a la posición de la fuente. Se determina el archivo *.spc* a utilizar para la simulación.
- **Pengeom section:** se detalla el archivo *.geo* a utilizar.
- **Section Penelope:** Se enumeran los distintos materiales (*.mat*) que aparecen en el proceso, así como sus características energéticas y de absorción. Siendo:
 - 1- Yoduro de Cesio.
 - 2- Plomo
 - 3- ICRU (Soft tissue)
 - 4-Aire (esfera)
 - 5- Aire (punto de referencia A)
- **Tally sections:** conforman los parámetros que se desean calcular. En nuestro caso, corresponden a:
 - *Tally fluence track lenght:* hace referencia al número de fotones (fluencia) que interaccionan con el punto de referencia A (no quiere decir que se absorban).
 - *Tally photon fluence point:* se simula la probabilidad de que el fotón alcance una zona en concreto (puntos del operador). En nuestro caso se tratan de 5 puntos integrados en un operador y que se pueden observar en la *Figura 12*.

Para llevar a cabo esta sección se utilizan los documentos *NIST.dat* y *ICRP74.dat*. El primero, hace referencia a los coeficientes de absorción másica que nos da información en relación a la energía que

deposita un fotón en un volumen de material determinado. Una vez calculados los *Tallys* seleccionados, sabemos que fluencia de fotones hay en un punto y, a partir de estos coeficientes, podemos conocer la energía que depositan y calcular la dosis absorbida. (14)

Por otro lado, el documento *ICRP74.dat*, hace referencia a los coeficientes de conversión para pasar de Gy a Sv y así determinar los efectos en el organismo, debido a que físicamente solo podemos medir Gy. Vienen determinados por la normativa de la *ICRP* (Comisión Internacional de Protección Radiológica).

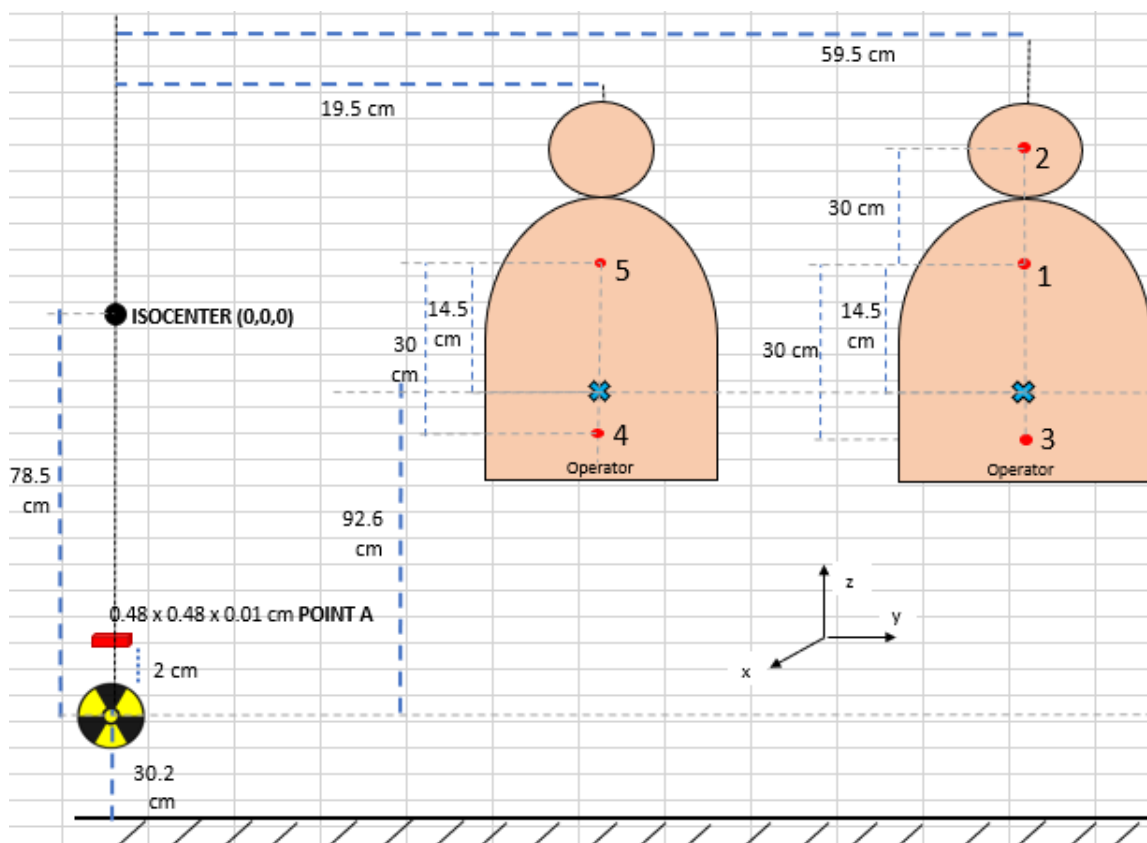


Figura 12. Representación gráfica puntos operador y referencia.

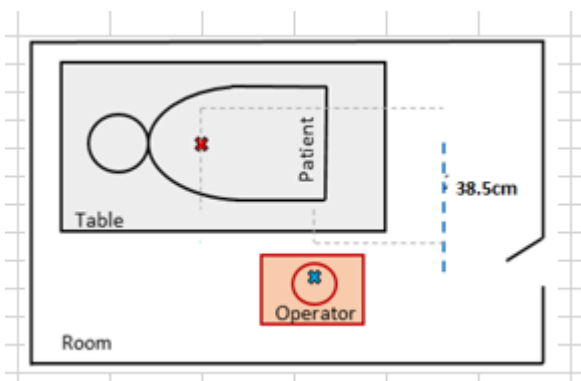


Figura 13. Posición operador.

En la siguiente Tabla 3, se representan las coordenadas de los distintos detectores tal y como se identifican en el archivo *.in* respecto al *isocentro* y con los ejes de coordenadas de la Figura 14. Donde la Z representa el eje longitudinal que atraviesa el paciente de pies a cabeza, la X la distancia transversal de la camilla al operador y la Y la altura respecto al paciente.

Tabla 3. Coordenadas puntos operador y referencia.

ELEMENTOS	COORDENADAS (cm)
Fuente de rayos X	(0.0 -78.5 0.0)
P. Referencia A	(0.0 -76.5 0.0)
P. Operador 1	(38.5 28.6 -59.5)
P. Operador 2	(38.5 58.6 -59.5)
P. Operador 3	(38.5 -1.4 -59.5)
P. Operador 4	(38.5 -1.4 -19.5)
P. Operador 5	(38.5 28.6 -19.5)

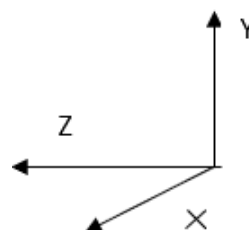


Figura 14. Eje de coordenadas archivo *in*.

Finalmente, en el anexo *Archivo .in* se muestra un ejemplo de archivo *.in*, así como los archivos de los coeficientes *NIST* y *ICRP74*.

4.1.5. Archivo .out

Representa el archivo de salida y muestra si ha habido algún error en el proceso de simulación. Es por ello, que más que el archivo *.out*, en el que se pueden ver datos como el número de historias realizadas, nos centramos en los archivos *tallys* generados en formato *.dat* que muestran los datos relevantes de nuestra simulación.

Tally Fluence Track Length – photon: muestra la fluencia de fotones en el punto de referencia A. Aunque en el archivo se visualicen todas las simulaciones, se adquiere el resultado total que se encuentra al final del archivo en formato *Total Kerma*.

Total per hist. Kerma (uGy), k=2: 1.27187E-06 +- 2.1E-09

Tally Photon Fluence Point 1,2,3,4,5: genera un archivo para cada punto en concreto y se puede visualizar al final del documento la *dosis absorbida* total en nomenclatura *Total Kerma*. Además, muestra los valores de dosis personal absorbida $H_p(0.07)$, $H_p(3)$ y $H_p(10)$.

```
Total Kerma(uGy) per history, k=2: 8.81434E-19 +- 3.3E-21
Total Hp10(uSv) per history, k=2: 1.41331E-12 +- 5.1E-15
Total Hp0.07(uSv) per history, k=2: 1.34916E-12 +- 4.9E-15
Total Hp3(uSv) per history, k=2: 1.32758E-12 +- 4.9E-15
```

Los valores obtenidos serán los utilizados para realizar los cálculos de ratio entre el punto operador y referencia. Por otro lado, se puede observar un ejemplo de archivos *tally* en el anexo Archivo .out: Tally Fluence Track Length-photon.dat y Archivo .out: Tally Photon Fluence Point 1.dat.

4.1.6. Cluster Argos: simulación

La ejecución de la simulación se realiza a partir de *PUTTY*, concretamente la pantalla de visualización del cluster Argos. Para ello, se deben seguir una serie de pasos:

1. Acceder a la carpeta donde se encuentra el archivo *.in*.
2. Realizar la ejecución de la simulación mediante un *script.sh* generado y un comando específico en la pantalla de visualización.

Script.sh

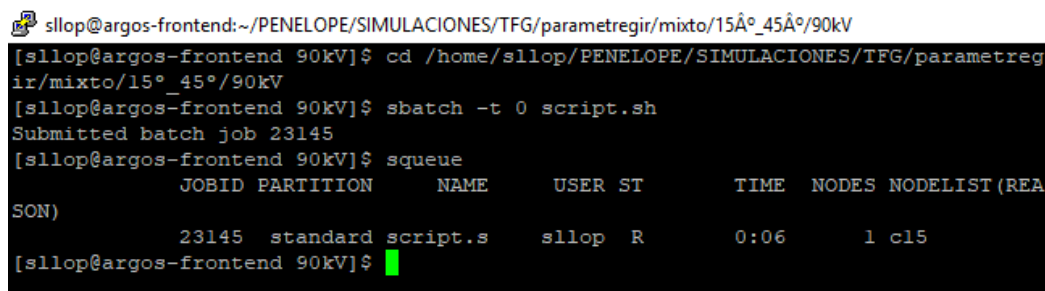
```
../../../../penEasy_V22.x<90kv_0.9mm_15_45.in> 90kv_0.9mm_15_45.out
2> zz.err
```

Ejecución

```
sbatch -t 0 script.sh
```

3. Observar el tiempo de simulación mediante el comando *squeue*.

En la figura se observa el proceso concreto y su visualización en la pantalla *Putty*.



```
sillop@argos-frontend:~/PENELOPE/SIMULACIONES/TFG/parametregir/mixto/15Å_45Å/90kV
[sillop@argos-frontend 90kV]$ cd /home/sillop/PENELOPE/SIMULACIONES/TFG/parametregir/mixto/15Å_45Å/90kV
[sillop@argos-frontend 90kV]$ sbatch -t 0 script.sh
Submitted batch job 23145
[sillop@argos-frontend 90kV]$ squeue
      JOBID PARTITION     NAME     USER ST       TIME  NODES NODELIST(REASON)
      23145  standard  script.s  sillop  R        0:06      1  c15
[sillop@argos-frontend 90kV]$
```

Figura 15. Ejecución simulación.

5. Resultados

La determinación y análisis de los resultados en el proceso de simulación, se lleva a cabo mediante la recopilación de los datos definidos en el apartado 4.1.5 *Archivo .out* y su representación gráfica a partir de tablas de *Excel*.

Se pueden definir 4 apartados estructurados, que son los correspondientes a los 4 parámetros de análisis: *Kilovoltaje, filtración, tamaño de campo y angulación de giro*. Para su estudio individual, se realizan gráficas donde se determinan dos ejes bien diferenciados:

- *Eje X*: suele estar referenciado por los valores del parámetro a estudiar o el factor kV.
- *Eje Y*: está compuesto por los valores absolutos de dosis absorbida en un punto en concreto, o bien, por la ratio entre el operador y el punto de referencia.

En cada uno de estos apartados, se estudia la afectación del parámetro que corresponde en ese preciso instante más la suma del parámetro anterior. Es decir, se va generando un análisis con una progresión lineal donde cada vez se tienen en cuenta más factores. Para ello, se analizan por separado los datos obtenidos en el punto de referencia A, los distintos puntos del operador y la ratio que existe entre estos dos términos.

Ratio: Estudia la variabilidad que presenta el valor en un punto del operador (siendo este el personal médico y definido por 1 de los 5 puntos representados en la *Figura 12*), respecto al valor de dosis absorbida del punto de referencia (A), que como ya se ha explicado con anterioridad, se encuentra tan solo a 2 cm de la salida de la fuente de rayos X.

$$\text{Ratio (P. Operador / P. Referencia)} = \frac{\text{Valor dosis P. Oper. (1,2,3,4,5)}(\mu\text{Gy})}{\text{Valor dosis P. Refer. A }(\mu\text{Gy})}$$

Ecuación 9. Fórmula ratio.

Cabe tener en cuenta que los valores que se obtienen en las simulaciones generadas, presentan un error asociado. Es por ello, que a la hora de calcular la ratio se debe prestar atención a la propagación de errores. Siendo su ecuación la siguiente:

$$\text{Error ratio (P. Op. / P. Ref.)} = \left(\frac{P. Op.}{P. Ref.} \right) * \left(\sqrt{\left(\frac{Er. POp}{P. Op} \right)^2 + \left(\frac{Er. PRef}{P. Ref} \right)^2} \right)$$

Ecuación 10. Propagación errores ratio.

Siendo: $P. Op$, el valor de la dosis absoluto en el punto específico del operador; $P. Ref$, el valor de dosis absoluto en el punto de referencia A; $Er. POp$, el error del valor de dosis en el punto específico del operador y $Er. PRef$, el error en el punto de referencia.

En la práctica, la ratio permite conocer cuál es el valor del $P.Op$ mediante una simple ecuación ya que el valor $P. Ref$ es un dato conocido proporcionado por el fabricante del tubo de rayos X.

Puesto que se ha podido calcular que el error del valor de interés es menor al 1% (incertidumbre estadística), y debido al gran volumen de datos, se ha estimado que en este proyecto no se va a tener en cuenta para el análisis de los resultados.

5.1. Parámetro kilovoltaje (kV)

Como en todos los casos, se han realizado simulaciones en un rango de 60 a 120 kV. Aunque para este análisis en concreto, se ha estructurado en un salto de 2 en 2 kV respecto al anterior (60,62, etc) y, por lo tanto, generando un total de 31 simulaciones.

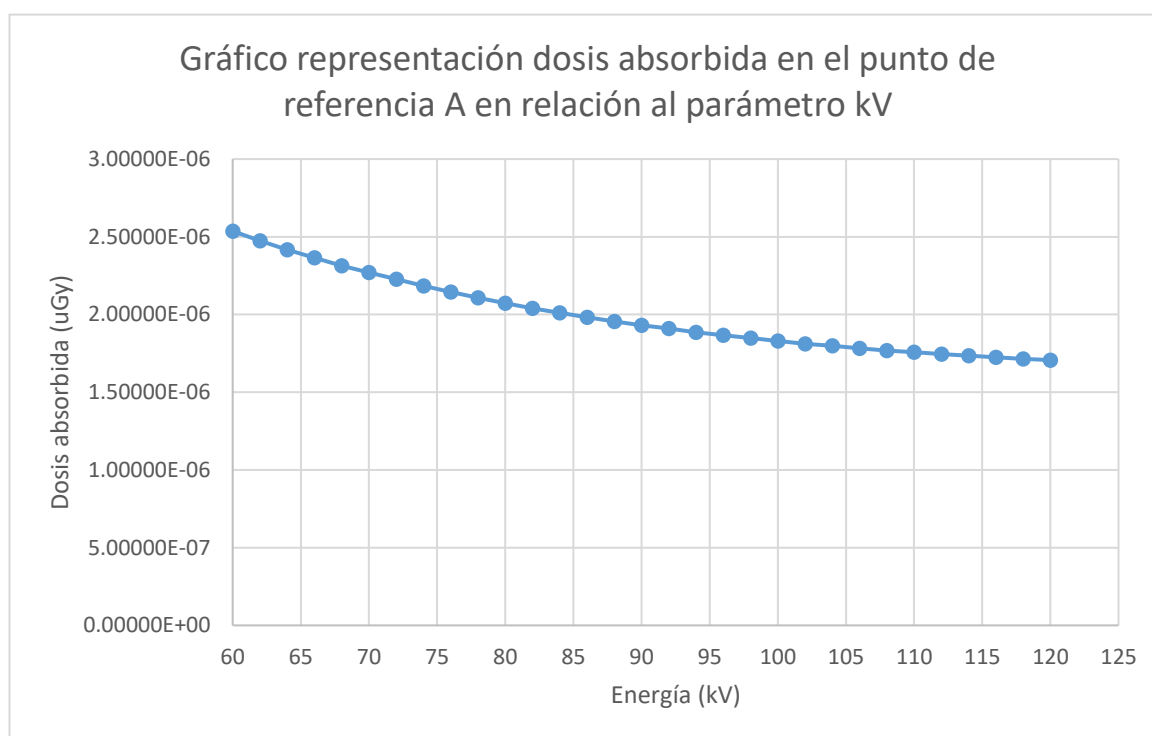


Figura 16. Gráfico representación dosis absorbida en el punto de referencia A en relación al parámetro kV

En la primera estimación (Figura 16), se observa que a medida que se incrementa el valor de la energía (kV) en el haz de rayos X, el valor absoluto de la dosis absorbida disminuye en el punto de referencia

A. Este fenómeno es debido a que el coeficiente de absorción es mayor a bajas energías, y por lo tanto los fotones de mayor energía atraviesan el punto dejando un valor de dosis menor.

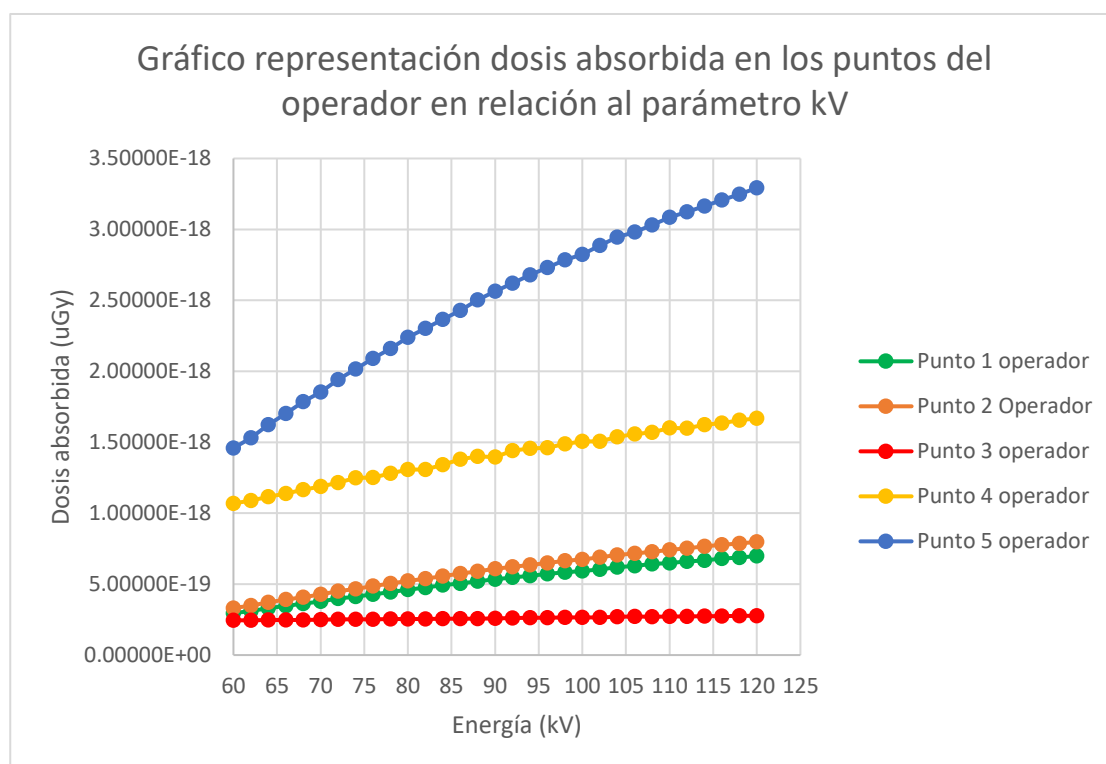


Figura 17. Gráfico representación dosis absorbida en los puntos del operador en relación al parámetro kV.

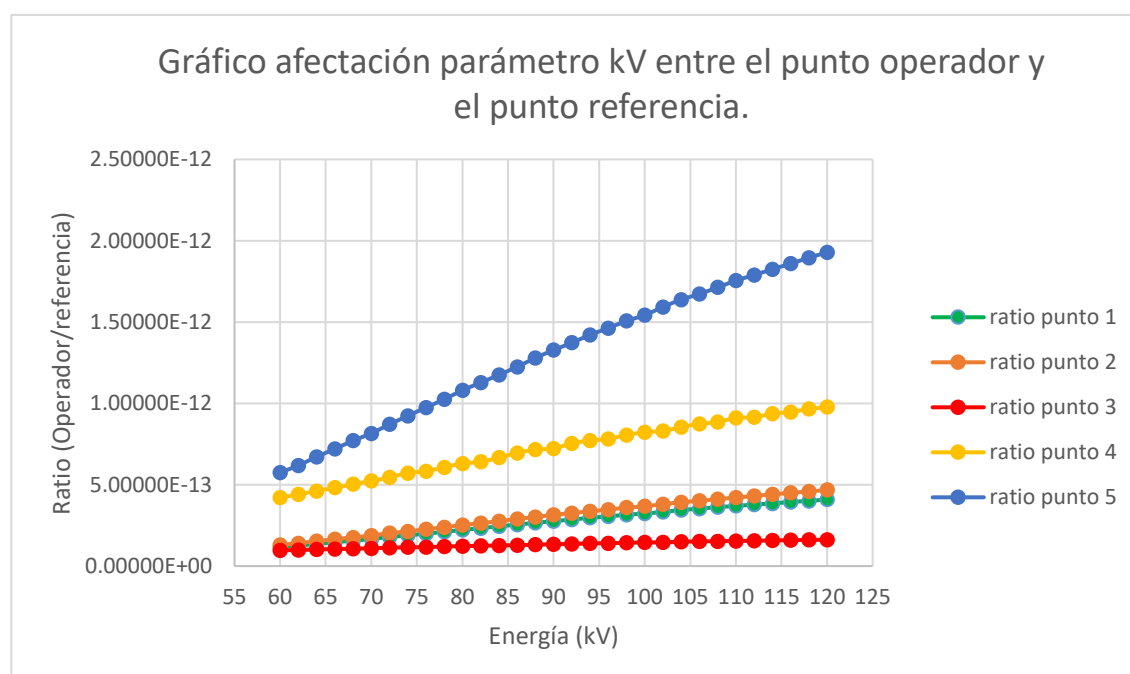


Figura 18. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto de referencia.

El presente proyecto, se centra en la afectación que puede tener el personal médico mientras realiza los procedimientos de radiología intervencionista. Es por ello, que las gráficas correspondientes al estudio de los distintos puntos en el operador (definidos en la *Figura 12*), como es el caso de la *Figura 17* y la *Figura 18*, resultan de suma importancia.

En este primer análisis, se observa como el punto 5 (que corresponde al punto de la altura del pecho en la posición más cercana) destaca en relación a los otros puntos y presenta tanto un valor absoluto de dosis absorbida como una ratio más elevada. Seguido, por el punto 4 del operador (que se encuentra en la cintura de la posición más cercana).

Por otro lado, los puntos de las posiciones más alejadas (siendo el 2 la cabeza, el 1 el pecho y el 3 la cintura), prácticamente no presentan una gran variabilidad significativa a medida que se aumenta el kV, en comparación con los dos valores anteriores. El aumento del parámetro kV, también tiene una consecuencia directa, tal y como ya se ha interpretado, en el aumento del valor de dosis. Produciéndose, debido a que las energías bajas son principalmente absorbidas y las energías más altas las que llegan al operador mediante la radiación dispersa y, por lo tanto, a medida que aumenta el valor de kV aumenta también su dosis absorbida.

Finalmente, se puede determinar que el incremento de voltaje afecta considerablemente en un aumento de la dosis absorbida cuanto más cerca se encuentra el operador de la fuente, siendo el valor más elevado a medida que el punto se encuentra a una altura mayor. Este fenómeno es debido a la radiación dispersa que se genera en la posición actual del C-arm, donde los puntos que se encuentran en la cintura reciben menos fotones debido a que se encuentran por debajo del *isocentro* y, por lo tanto, por debajo del paciente.

5.2. Parámetro filtrado (mmCu)

El *filtrado* es un elemento externo que se incorpora a la fuente de rayos X y su principal función es reducir la dosis que recibe el paciente en los tejidos superficiales al disminuir los fotones de baja energía. En la presente simulación, se incorporan láminas de cobre con un grosor de milímetros (mmCu) a los 2.5 milímetros de aluminio (mmAl) ya determinados por defecto. Se añaden en la simulación mediante el fichero *.spc*, tal y como está definido en el apartado 4.1.2 *Archivos .spc*.

De este modo, se analiza el efecto que presentan estos dos parámetros conjuntamente:

- *Energía(kV)*, siendo el rango de 5 en 5 (60,65, etc.)
- *Filtración*: 0 mmCu, 0.1 mmCu, 0.2 mmCu, 0.3 mmCu, 0.6 mmCu, 0.9 mmCu y 1.2 mmCu.

Finalmente, cabe mencionar que se han realizado un total de 91 simulaciones.

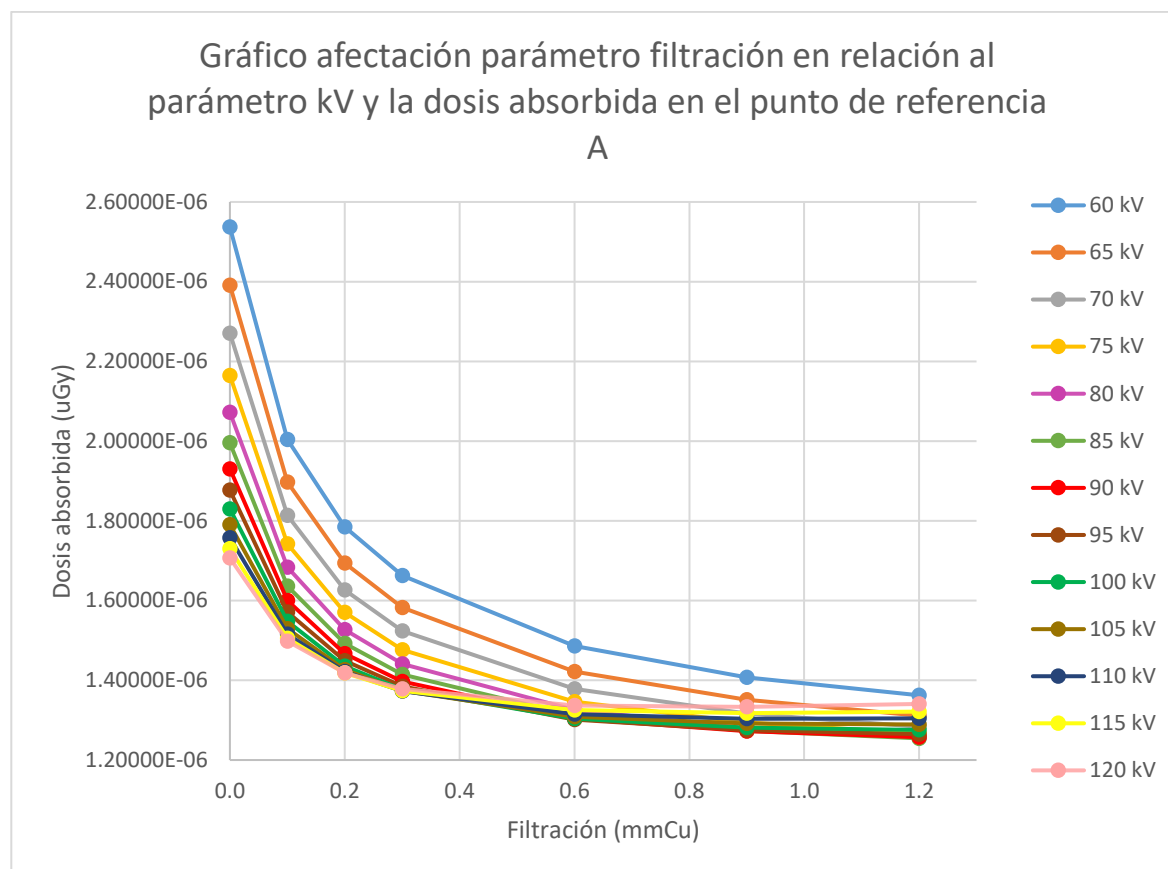


Figura 19. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto de referencia A.

En la *Figura 19*, se puede observar para todas las energías simuladas, como hay una disminución progresiva del valor absoluto de dosis en el punto de referencia A, a medida que se incrementa el grosor del filtro. Con el aumento del filtrado, se visualiza como a partir de 0.6 mmCu – 0.9 mmCu el valor de dosis absorbida empieza a estabilizarse, aunque sigue disminuyendo más lentamente.

La disminución de la cifra viene determinada, en el espectro energético, con el desplazamiento del pico hacia energías más elevadas al aplicar un filtrado que reduce las energías bajas. De este modo, al aplicar voltajes más pequeños, la absorción es mayor y, en consecuencia, el valor de dosis absorbida también es mayor. Por otro lado, cuando las energías son demasiado elevadas, el desplazamiento del pico cada vez resulta menor y la absorción de energías bajas también es menor, provocando que el valor absoluto disminuya más lentamente y, prácticamente, se encuentre estabilizado.

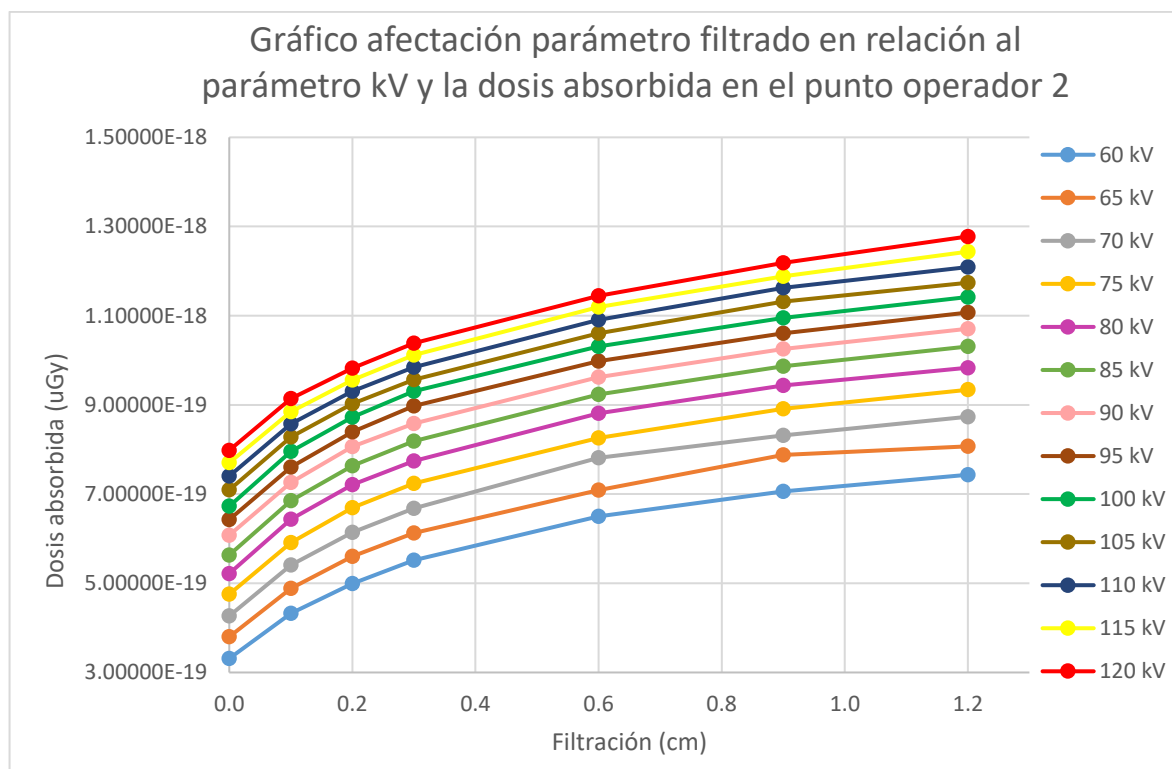


Figura 20. Gráfico afectación parámetro filtrado en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 2.

Tanto en la *Figura 20* como en la *Figura 21*, se muestran las gráficas de análisis de los puntos del operador 2 y 5, siendo la cabeza del paciente del operador lejano y el pecho del operador cercano respectivamente, según la representación de la *Figura 12*. Se han decidido coger estos dos puntos como representación de los cinco, puesto que son los que presentan un valor de dosis absoluto más elevado ya que se encuentran a una distancia vertical mayor respecto a la fuente y, por lo tanto, están más afectados por la radiación dispersa. Teniendo el valor más elevado en orden descendente el punto 5, después el 4 y el 2, 1 y 3 sucesivamente.

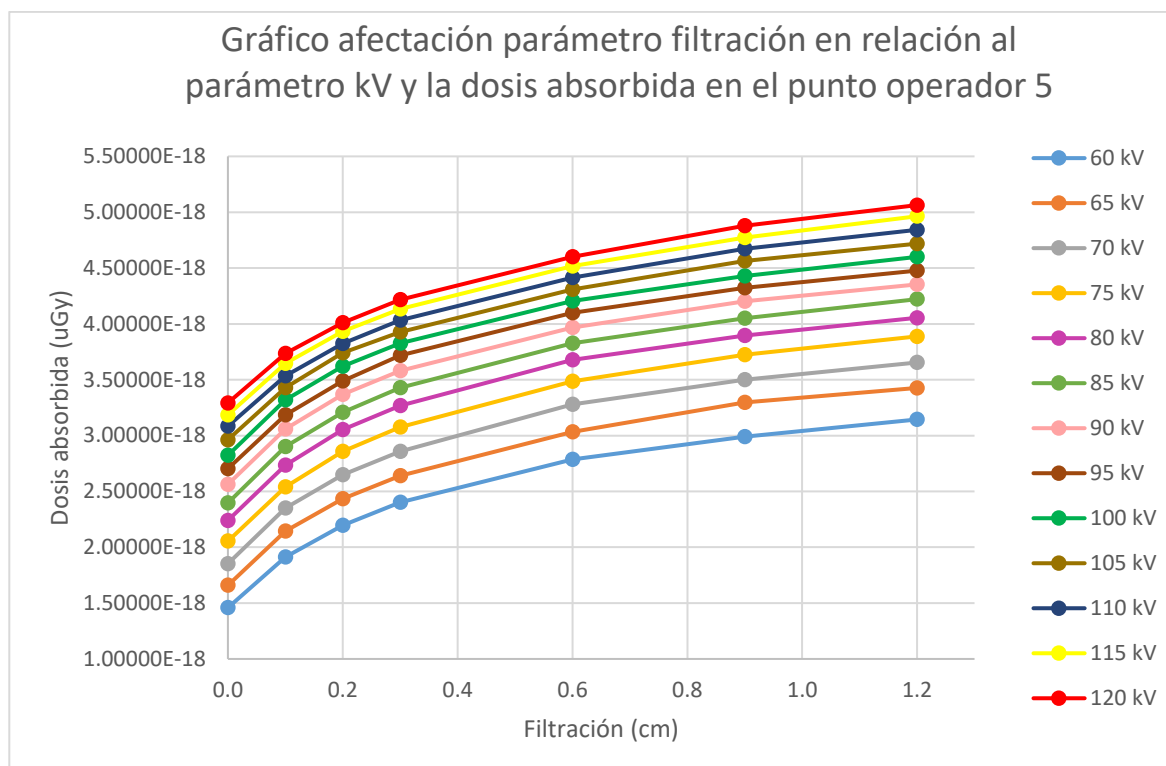


Figura 21. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 5.

En un análisis más detallado, se visualiza como las energías más elevadas presentan un valor de dosis absoluto mayor que las energías más bajas, debido a lo conocido en el 5.1 Parámetro kilovoltaje (kV), que expone que un incremento de voltaje provoca un valor de dosis mayor en el operador.

En relación al parámetro filtro, ocurre algo parecido al punto de referencia A ya que, aunque el valor sigue aumentando al incrementar el filtrado, cada vez lo hace más lentamente y, por lo tanto, se va estabilizando progresivamente. El valor de dosis absorbida con el incremento del filtro, es debido también al desplazamiento que se produce en el pico de energía al filtrar el espectro, llevando el pico hacia energías más elevadas y, por lo tanto, recibiendo un valor de dosis más elevado.

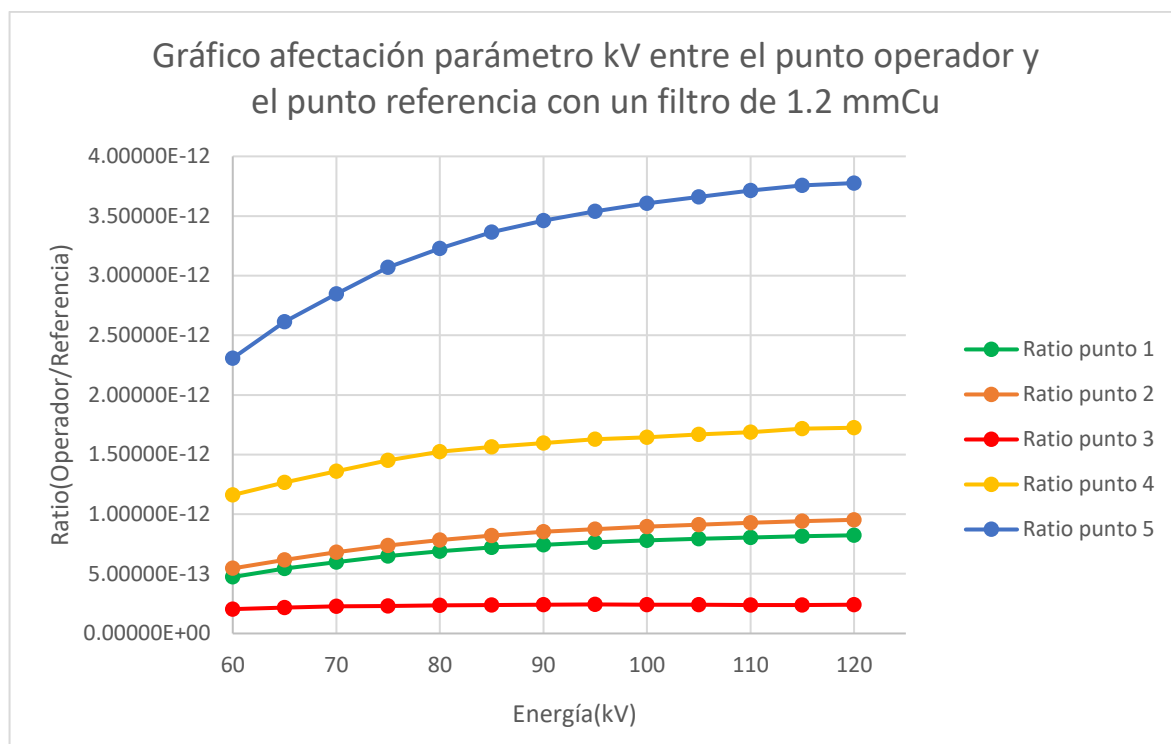


Figura 22. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 1.2 mmCu.

En la *Figura 22*, se grafica la ratio entre los distintos puntos del operador y el punto de referencia A. Como era de esperar, los valores que presentan un valor de dosis absoluto mayor, son los que presentan una curva de ratio mayor. En las energías bajas, debido a que el valor del punto de referencia es mayor en relación a las otras energías y el punto del operador es menor, la ratio resultante presenta un valor inferior respecto a las energías elevadas, aunque su crecimiento sea más rápido.

En cambio, en energías más elevadas, como ya se ha comentado, existe una tendencia a la estabilización ya que ambos valores presentan una disminución o un incremento más lento.

Finalmente, al analizar el valor parámetro filtrado, se puede determinar un comportamiento característico y a tener en cuenta en las conclusiones del trabajo. Donde se observa, que la colocación del filtro para proteger al paciente conlleva a un incremento considerable de la dosis en el personal médico, pero a partir de un grosor estimado (0.6 – 0.9 mmCu), el valor de la dosis absorbida aumenta más lentamente y, además, teniendo tendencia a una estabilización.

El resto de gráficas empleadas se presentan en el *Anexo B11.1*.

5.3. Parámetro tamaño de campo (cm)

El parámetro *tamaño de campo* está relacionado con el aumento que presenta el haz de rayos X, con la intención de irradiar y abarcar una mayor superficie en el paciente. Es por ello, que a la hora de realizar las distintas simulaciones (un total de 30), se ha debido de modificar el tamaño del intensificador de imagen en el archivo *.geo* para caracterizar las dimensiones del campo. De este modo, los distintos valores que se presentan en materia de tamaño de campo, corresponden a la diagonal que conforma la estructura plana del intensificador.

Se analiza la afectación conjunta de los tres parámetros siguientes:

- *Energía(kV)*, siendo el rango de 10 en 10 (60,70, etc.)
- *Filtración*: 0 mmCu y 0.9 mmCu.
- *Tamaño de campo*: 15 cm, 22 cm, 27 cm, 42 cm y 48 cm.

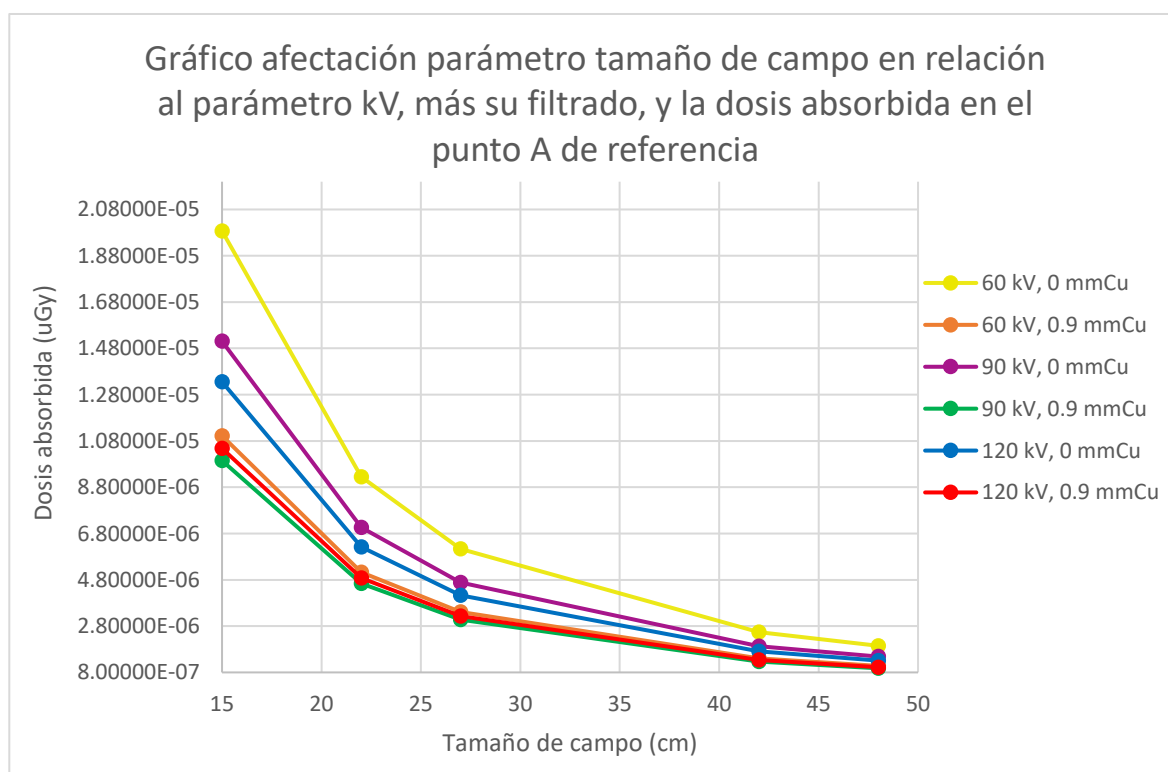


Figura 23. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto de referencia A.

En la *Figura 23*, convergen los dos parámetros analizados hasta ahora en los apartados 5.1 y 5.2, más el parámetro *tamaño de campo*. Como en los otros casos, el valor absoluto de dosis absorbida en el punto de referencia A, disminuye a medida que aumentan los parámetros *kV* y *filtrado*. Mostrando los valores más elevados, en orden descendente, para las energías más bajas y con un filtrado menor.

En concreto, en el estudio del tamaño de campo se produce una disminución del valor de dosis a medida que aumenta el tamaño de este. Este suceso es debido a que una mayor amplitud de campo, imposibilita que el punto de referencia A (que tiene un tamaño reducido) absorba todos los fotones que emite el haz de rayos X al no coincidir con este punto.

Por otro lado, cabe comentar que el estudio de los otros parámetros se ha realizado con un tamaño de campo de 42 cm. Es por ello, que esta gráfica representa un valor de dosis absorbida mayor, debido a que se tienen en cuenta tamaños de campo que no habían sido considerados previamente. Su valor se observa incrementado, debido a que al ser el haz de rayos X más pequeño, todos los fotones pueden atravesar el punto de referencia A, permitiendo absorber una mayor cantidad de bajas energías.

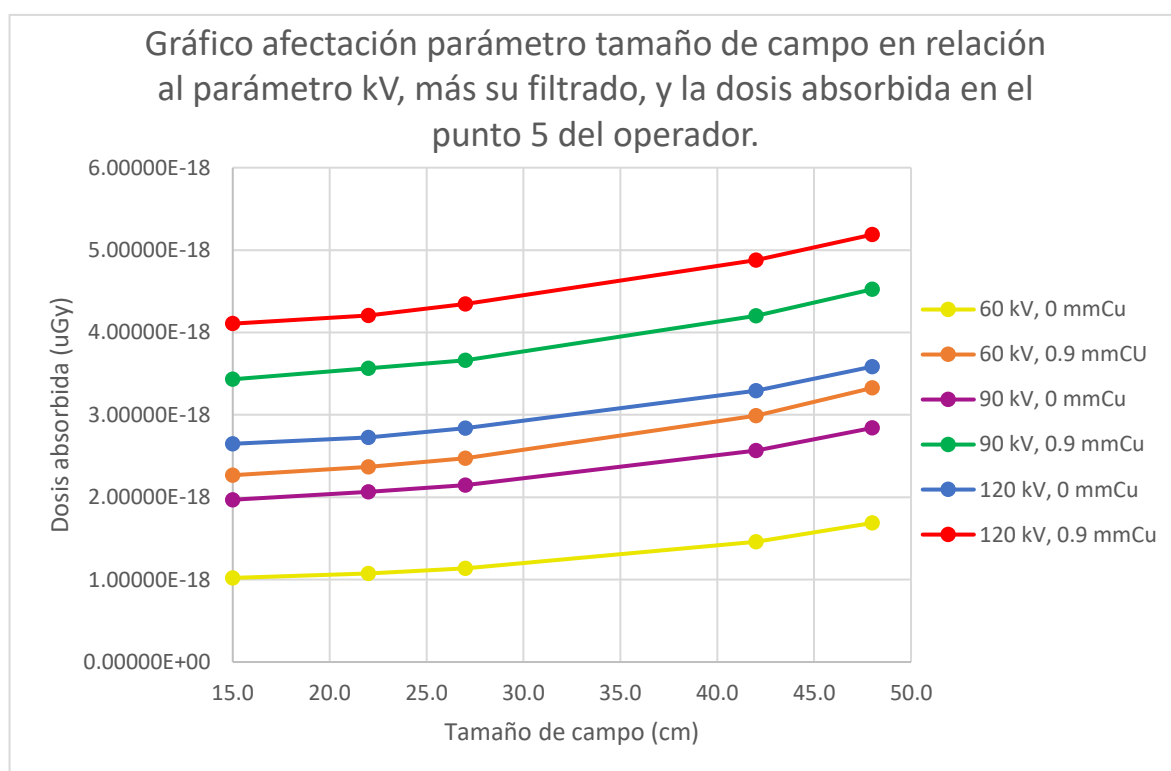


Figura 24. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 5 del operador.

En relación a las gráficas pertenecientes a la dosis absorbida en el punto operador, se ha estimado oportuno solo analizar la referente al punto 5, puesto que representa el valor absoluto mayor y debido a que todos los puntos muestran una tendencia similar.

Se puede observar como las curvas pertenecientes a energías altas y un filtrado mayor, tienen un valor de dosis más elevado. Hecho que ya conocíamos del estudio de los parámetros anteriores. Por otro lado, el incremento del tamaño de campo produce un incremento en la dosis recibida por el operador

debido a que se genera mayor radiación dispersa y, por lo tanto, el personal médico recibe más radiación.

En este caso, se han alcanzado los valores más elevados de valor de dosis absoluto para un tamaño de campo de 48 cm (en concreto $5.18714\text{E-}18$ Gy), ya que el resto de simulaciones se han llevado a cabo con un tamaño de 42 cm.

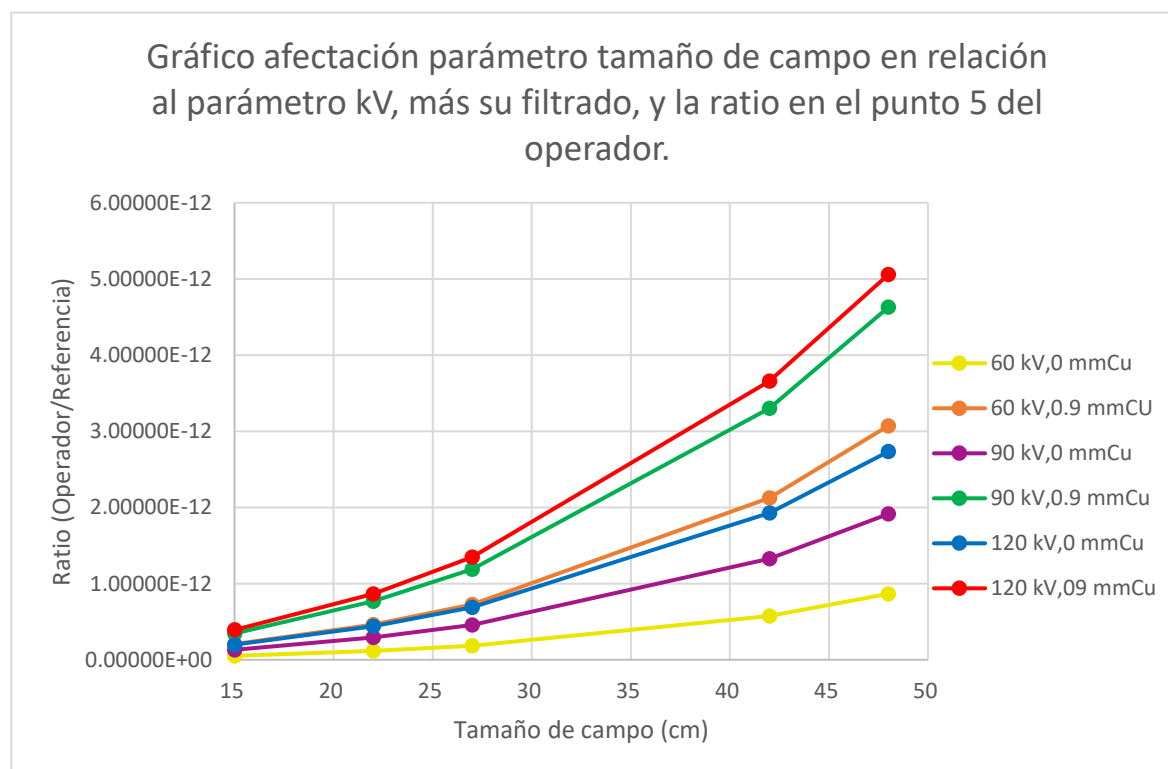


Figura 25. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 5 del operador.

En relación al estudio de la ratio para el mismo punto 5, se observa como para valores altos de tamaño de campo, existe un incremento mayor en el valor de la ratio *Operador / Referencia*. Este suceso es debido a que, tal y como se ha explicado con anterioridad, el valor de dosis en el punto de referencia disminuye considerablemente cuando se determina un tamaño de campo elevado.

Finalmente, se puede determinar que el tamaño de campo presenta un comportamiento esperado, donde en tamaños de campo elevados el operador recibe una dosis considerable y la ratio en esos casos, aumenta rápidamente.

Tal y como en el estudio de los otros apartados se pueden observar el resto de gráficas en el *Anexo B11.3*.

5.4. Parámetro angulación de giro (º)

Para el estudio del parámetro de *giro*, se debe recordar la *Figura 10*, donde se representan los ángulos de giro (primario y secundario) del equipamiento C-arm. El ángulo primario representa al giro en el eje Z, que es el que atraviesa el paciente de pies a cabeza de manera longitudinal; y el ángulo secundario el giro en el eje x, que atraviesa transversalmente el paciente.

Cabe tener en cuenta, respecto al giro del ángulo primario, que el personal médico siempre se va a encontrar en el lado de la fuente de rayos X y, por lo tanto, va a tener de cara el intensificador de imagen. Entendiendo así, el giro hacia los grados positivos como el giro antihorario desde el punto de vista del C-arm.

Se han realizado un total de 27 simulaciones, donde se ha analizado la afectación de los parámetros siguientes:

- *Energía(kV)*: 60 kV, 90 kV y 120 kV.
- *Filtración*: 0.9 mmCu
- *Tamaño de campo*: 42 cm
- *Angulación de giro*: Primero por separado tanto primario como secundario y después ambos al mismo tiempo.
 - Primario: 0º, 5º, 15º
 - Secundario: 0º, 15º, 45º
 - Mixto: 5º - 15º; 5º - 45º; 15º - 15º; 15º - 45º.

En este apartado, se ha decidido mostrar las gráficas referentes al operador que se encuentra más lejano para eliminar el efecto que genera el acercamiento/alejamiento a la fuente. Además, se estudian los efectos tanto en el punto 2 (cabeza), como en el punto 3 (cintura).

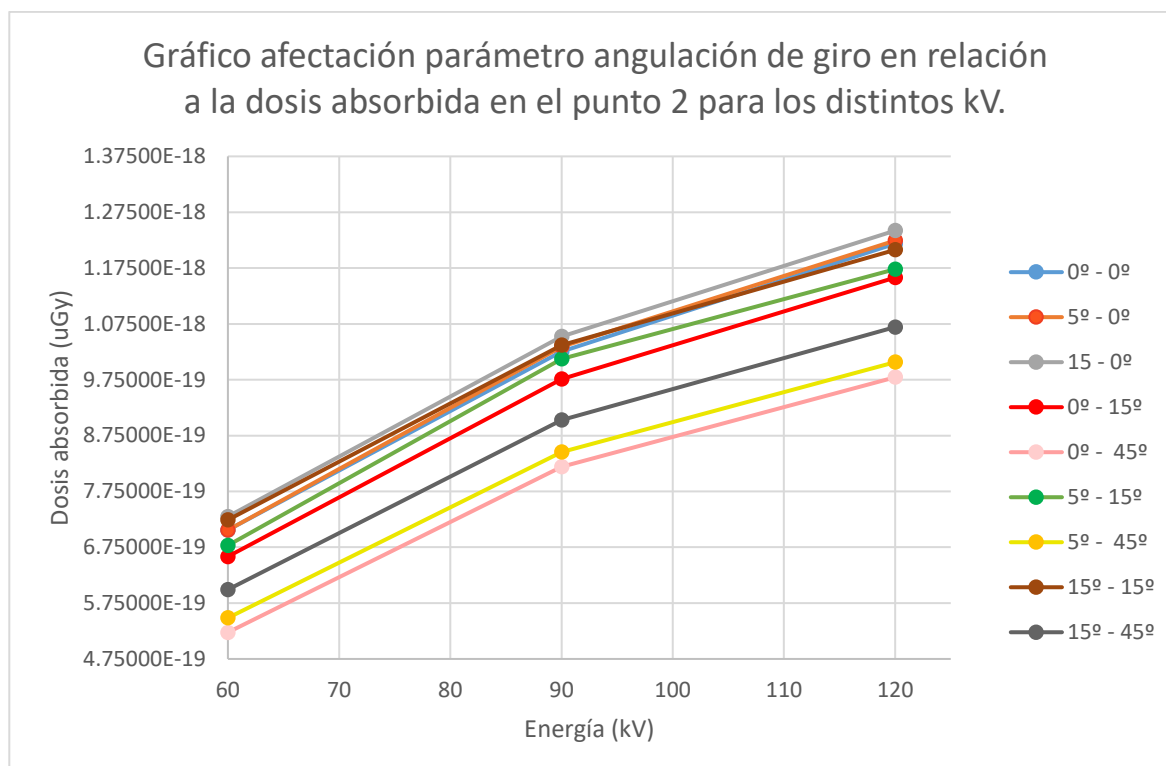


Figura 26. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 2 para los distintos kV.

En relación al punto 2, se observa como existe un aumento en la dosis absorbida por el operador, a medida que se incrementa el valor kV, debido a los factores comentados en el estudio de los parámetros anteriores. Por otro lado, los valores que presentan un giro considerable del secundario (15°, 45°), y por lo tanto giran el C-arm respecto al eje X haciendo que se coloque en una posición más longitudinal respecto al origen, muestran un valor de dosis más bajo en el punto 2 del operador. Esta cifra es debida a que la fuente de rayos X está colocada de manera longitudinal respecto al paciente y, por lo tanto, la radiación dispersa se dirige en menor medida hacia la parte superior del personal médico, provocando una disminución en el valor de dosis en los puntos más elevados.

Por otro lado, cuando el giro se realiza respecto al ángulo primario de modo que se produce de manera transversal sobre el eje Z, al tratarse de una angulación pequeña (5°, 15°), las zonas que reciben más radiación dispersa son las zonas más elevadas del operador.

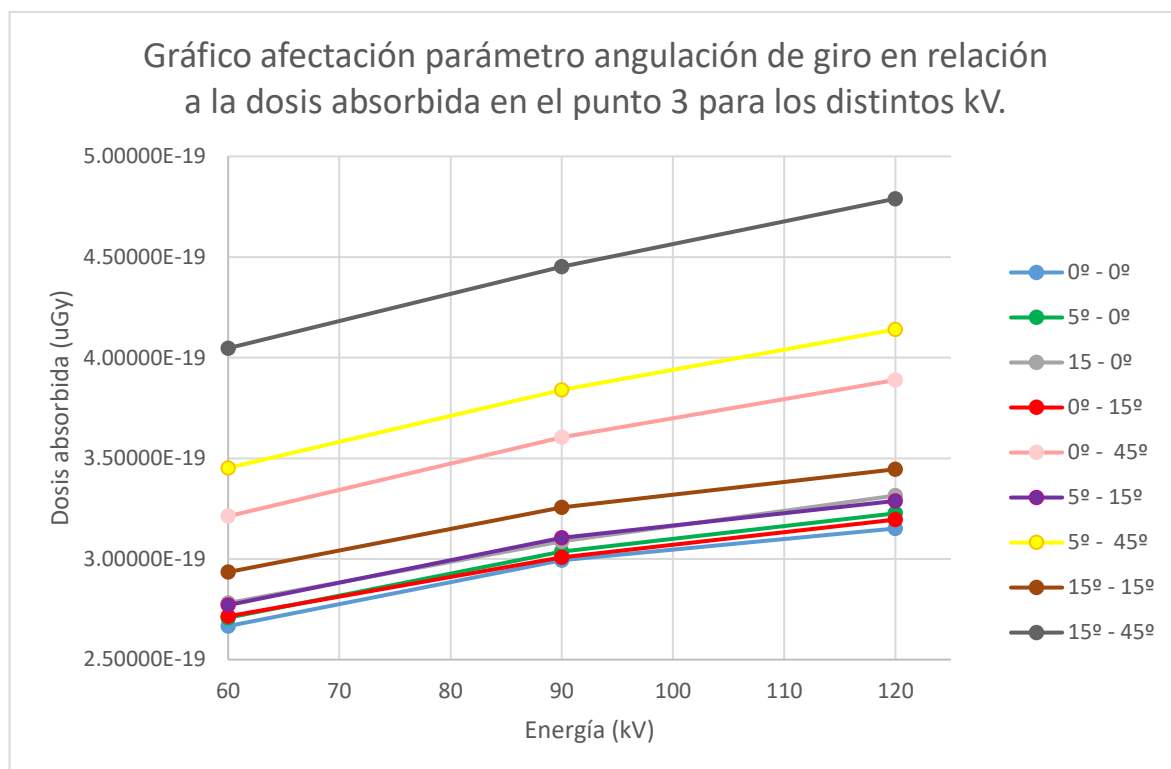


Figura 27. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 3 para los distintos kV.

Por consiguiente, si se analiza el punto 3 del operador (que se encuentra en la cintura), debe producirse el efecto contrario. Mostrando el valor de dosis más elevado cuando se realiza un giro secundario (15°, 45°) respecto al eje X y, por consiguiente, con el C-arm más próximo al paciente de manera longitudinal.

Finalmente, se debe comentar que una combinación de giro mediante ángulo primario y secundario en un mismo procedimiento, acentúa el valor máximo de dosis recibido en ese punto del operador, debido a que genera una mayor radiación dispersa.

Del mismo modo que en el resto de apartados, las gráficas restantes se pueden observar en el Anexo B11.4.

6. Análisis del impacto ambiental

En este proyecto, al tratarse de un trabajo puramente informático, resulta complejo estimar cuál es la huella ecológica real que ha supuesto su ejecución. Por ello, se intentará realizar una predicción aproximada de los factores que han permitido la realización del presente trabajo.

En el caso de que el procedimiento se hubiera llevado a la práctica en los distintos hospitales y centros médicos, se debería tener en cuenta los dosímetros físicos empleados en la estimación de la dosis absorbida. Al tratarse de una simulación informática, se puede estimar el impacto ambiental mediante el cálculo aproximado del consumo eléctrico generado para llevar a cabo tal proceso.

Siendo el consumo aproximado de un ordenador 200 W/h, y el uso aproximado de este de unas 650 h para la realización del trabajo, se estima un consumo eléctrico de 130 kW. A este gasto energético se le podrían añadir otras variables como el consumo eléctrico necesario para alimentar el servidor del Cluster pero la dificultad de obtención de los datos ha determinado no tener en cuenta otros parámetros.

7. Conclusiones

El objetivo del presente trabajo de final de grado ha sido analizar, mediante simulaciones Monte Carlo y con el uso del código PENELOPE, las características de los campos de radiación dispersa generados durante procedimientos intervencionistas con el fin de prevenir los efectos estocásticos en el personal médico. Las principales conclusiones extraídas se muestran a continuación:

1. La utilización de un código de simulación garantiza el análisis de los campos de radiación dispersa en radiología intervencionista.

En un procedimiento de radiología intervencionista, a pesar del uso de sistemas de protección tanto activa como pasiva, el personal médico recibe un valor de dosis absorbida que puede llegar a generar efectos en su salud. Por este motivo, aunque existe la necesidad de determinar cuáles son estos valores, resulta imposible realizar un análisis exhaustivo en la vida real debido a las grandes dificultades que aparecen en el proceso de estudio.

La dificultad por integrar dosímetros físicos en el día a día del personal médico, la imposibilidad de ejecutar un gran volumen de emisiones de rayos X y la saturación de los equipamientos de radiología intervencionista son algunos de los problemas a los que se expone este proyecto si se llevara a la práctica. Es por ello, que surge la necesidad de implementar el uso de un código de simulación, en el cual se permitan realizar un gran número de ensayos de manera rápida, económica, eficaz y con una estimación aceptable.

2. El código PENELOPE/PenEasyV2 está diseñado para ser empleado sin la necesidad de disponer de una gran experiencia en programación.

Debido a que el código PENELOPE/PenEasyV2 participa en el proyecto PODIUM, se encuentra en constante evolución y, por lo tanto, se requiere un alto nivel de programación para mejorar su diseño e implementación. En cambio, la realización de simulaciones no viene caracterizada por un gran uso de comandos de programación. Pero sí, por una buena capacidad de coordinación y estructuración de todos los datos implicados en los distintos archivos.

Y por ello, en casos concretos ha habido dificultades tanto en la generación de simulaciones como en el análisis de los valores resultantes provocando alguna demora en la ejecución del proyecto.

3. Entre todos los parámetros analizados, la filtración es la que presenta un resultado con una variabilidad mayor en la dosis absorbida del personal médico.

Aunque el estudio de los distintos parámetros conlleva un análisis conjunto. Si se realiza una valoración individual, se observa como el parámetro *filtración* presenta un mayor incremento respecto al resto y

una tendencia característica en el valor de dosis absoluto en el operador. El resultado, que no corresponde con el esperado, define para bajas energías y bajo filtrado un incremento sustancial y rápido del valor de dosis; y para energías más elevadas (a partir de 90 kV) y filtrado más elevado (a partir de 0.6 mmCu), una tendencia a la estabilización con un incremento más pausado y lento. En relación al personal médico, la colocación del filtro de interés para el paciente conlleva un aumento considerable de la dosis ocupacional hasta un cierto valor de filtro que se mantiene más estable y el incremento es menor.

Seguidamente, el parámetro *angulación de giro* también presenta una afectación importante en el personal médico, dependiendo de su variabilidad y modificación. Manifestando un incremento considerable en el punto de la cintura, cuando el ángulo secundario se encuentra en su valor máximo (45º), ya sea tan solo con el giro de este ángulo, o cuando se produce una combinación de los dos ángulos girados en sus perspectivas valores máximos (15º - 45º).

Por otro lado, tanto el parámetro *tamaño de campo* como el *kilovoltaje* presentan una tendencia esperada, acentuando el valor de la dosis absorbida cuanto más cerca se encuentre el operador de la fuente, para el caso del *kilovoltaje* y, para el caso del *tamaño de campo*, generando un incremento elevado al aumentar el tamaño de este. Un dato relevante es que el *tamaño de campo* de 48 cm, ha presentado el valor de dosis más elevado registrado en el operador en el conjunto de todas las simulaciones, debido a que el resto se han realizado con un tamaño de 42 cm.

Finalmente, el personal médico debe realizar un balance entre los distintos parámetros para determinar cuándo se genera una mayor protección tanto del paciente como del operador, sin verse comprometido el procedimiento intervencionista.

Concretamente, el balance se estructura en:

- Un *kV* suficientemente elevado, para alcanzar la penetración deseada en el paciente, pero sin generar unas energías muy altas que puedan provocar efectos tanto en este como en el personal médico.
- Un *filtrado* lo suficientemente grueso que permita la protección del paciente y la penetración deseada del haz de rayos X, teniendo en cuenta el incremento en el valor de dosis ocupacional y la tendencia a la estabilización que este aumento presenta.
- Un *tamaño de campo* lo más reducido posible para no provocar radiación dispersa.
- Una *angulación de giro* lo más reducida posible y donde se tengan en cuenta las zonas afectadas según el grado de giro.

4. La generación de una gran base datos garantiza la continuidad del proyecto.

El total de 179 simulaciones, más las tablas y gráficas generadas a partir de los datos obtenidos en formato Excel, permiten obtener una gran base de datos útil para seguir desarrollando el código PENELOPE y continuar realizando una evaluación de campos de radiación dispersa en formato de Tesis.

8. Análisis económico

El desembolso económico en la utilización del código *PENELOPE/PenEasyv2* para este proyecto podría considerarse nulo, debido a que ha sido facilitado por el grupo de investigación *INTE* que está realizando el proyecto *PODIUM*. Por ese motivo, tan solo se tendrán en cuenta los gastos generados por el personal asociado a este trabajo.

Tabla 4. Análisis económico.

PERSONAL	COSTE POR HORA (€/h)	HORAS INVERTIDAS (h)	GASTO ECONÓMICO(€)
Director del proyecto	50	60	3000
Investigador Senior 1	30	100	3000
Investigador Senior 2	30	100	3000
Ingeniero Junior	10	650	6500
TOTAL (€)			15500

9. Bibliografía

1. Merino Canete, Á. *Optimization of patient dose monitoring in fluoroscopically-guided interventional procedures*. 2018.
2. Bushong, S. *Manual de radiología para técnicos: Física*. 2005. ISBN 9780323048378. DOI 10.1016/B978-84-8086-636-1.00018-0.
3. Philips Healthcare. Azurion 7 C12 & Azurion 7 F12 Image-guided therapy system. A: [en línea]. [Consulta: 10 maig 2019]. Disponible a: <https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HCCNCVD003/azurion-7-c12-azurion-7-f12-image-guided-therapy-system>.
4. Philips Healthcare. *Azurion user manual*.
5. Alvarez, S.C. Responses of personal dosimeters in clinical beams of interventional radiology. A: . 2011.
6. Principi, S. *Development of Methodologies for Estimating the Dose to the Eye Lens in Interventional Radiology. Operational Implications of the Eye Lens new Dose Limit*. 2017.
7. ICRU (The International Commission on Radiation Units and Measurements). FUNDAMENTAL QUANTITIES AND UNITS FOR IONIZING RADIATION (Revised). A: . 2011, Vol. 11, núm. 85.
8. (CSN), O.E.C. de S.N. Magnitudes y unidades radiológicas. A: . 2009,
9. Durán, A. et al. Recommendations for occupational radiation protection in interventional cardiology. A: *Catheterization and Cardiovascular Interventions*. 2013, Vol. 82, núm. 1, p. 29-42. ISSN 15221946. DOI 10.1002/ccd.24694.
10. Bartal, G. et al. Management of patient and staff radiation dose in interventional radiology: Current concepts. A: *CardioVascular and Interventional Radiology*. 2014, Vol. 37, núm. 2, p. 289-298. ISSN 1432086X. DOI 10.1007/s00270-013-0685-0.
11. Ferrari, V.A. et al. Expert Consensus Document on Optimal Use of Ionizing Radiation in Cardiovascular Imaging. A: . 2018, Vol. 71, núm. 24. DOI 10.1016/j.jacc.2018.02.018.
12. Camp, A. *Conceptes bàsics. Projecte final de màster: Espectrometria gamma amb detector de HPGe per a la detecció a baixes energies*.
13. Francesc Salvat. *PENELOPE-2014 - A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport (NEA/NSC/DOC)*. 2015.
14. NIST. National Institute of Standards and Technology. X-Ray Mass Attenuation Coefficients | NIST. A: [en línea]. [Consulta: 2 maig 2019]. Disponible a: <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>.
15. García, V. Rotation criteria's C-arm. A: .

10. Anexo A

10.1. Archivo .mat

```

sllop@argos-frontend:~/PENELOPE/penelope/pendbase
[sllop@argos-frontend pendbase]$ ./material.x

Select one option (1 or 2):
  1: Enter composition data from the keyboard
  2: Read them from the file pdcompos.pen
1
Enter material name, for your information (no more than 60 characters) ...
Pb
Material: Pb

Chemical formula:
Number of elements in the molecule...
1
Number of elements = 1

Enter atomic number of the element...
82
Element: Pb (Z=82), atoms/molecule = 1.00000E+00

The calculated mean excitation energy I is 8.23000E+02 eV
Do you want to change it? (1=yes,2=no)
2

Enter mass density (g/cm**3) ...
11.35
Density = 1.13500E+01 g/cm**3

Estimated oscillator strength and energy of the plasmon:
Fcb = 2.00000E+00, Wcb = 9.53786E+00 eV
(for insulators, these quantities should be set equal to zero)

Do you wish to change the Fcb and Wcb values? (1=yes,2=no)
(type 2 if you are not sure...)
2

Fcb = 2.00000E+00, Wcb = 9.53786E+00 eV

Sternheimer adjustment factor = 1.75545E+00

Inner-shell lowest energy = 1.43900E+02 eV

E/P inel. grouping factor = 2.18287E+00
Compton grouping factor = 2.18287E+00

PENELOPE's material data file is being created.
Enter path+name for this file (up to 80 characters) ...

```

Figura 28. Generación archivo .mat segundo método.


```
PENELOPE (v. 2014)  Material data file .....
Material: LEAD  (82)
Mass density = 1.13500000E+01 g/cm**3
Number of elements in the molecule = 1
  atomic number = 82,  atoms/molecule = 1.00000000E+00
Mean excitation energy = 8.23000000E+02 eV
Number of oscillators = 21 (E/P inelastic model)
  1  2.00000000E+00  0.00000000E+00  9.53785691E+00  0  30
  2  2.00000000E+00  1.00000000E+01  1.92043393E+01  82  30
  3  1.00000000E+01  2.58000000E+01  4.69921736E+01  82  30
  4  6.00000000E+00  9.70000000E+01  1.69749200E+02  82  30
      .
      .
      .
PENELOPE (v. 2014)  End of material data file .....
```

10.2. Archivo .spc

```
#
# Calculation of X-ray spectra - v. 3.5 ***** 2019-04-30/23:32:17
# -----
# Spectrum #1:
#
# kVp          = 90.0 kV
# Anode angle = 11.5 deg
# Distance     = 119.9 cm
#
# Absorber thickness:
# Beryllium:   0.00 mm
# Aluminium:   2.50 mm
# Copper       : 0.90 mm
# Tin          : 0.00 mm
# Lead         : 0.00 mm
# Water        : 0.00 mm
# PMMA         : 0.00 mm
# Tr.oil       : 0.00 mm
#
# Calculated data:
# -----
#
# Photon flux:
# total       : 2.054E+0005 photons/(mA.s.mm2)
# K-X rays:   1.781E+0004 photons/(mA.s.mm2)
# L-X rays not calc.
#
# Mean photon energy:
# Spectrum    : 63.7 keV
# Kerma distr.: 63.2 keV
#
# Half-value layers (Al):
# 1.HVL = 9.29 mmAl
# 2.HVL = 9.77 mmAl
# Half-value layers (Cu):
# 1.HVL = 0.532 mmCu
# 2.HVL = 0.640 mmCu
#
# Kerma in air: 6.339E+0000 æGy/(mA.s) = 3.803E-0001 mGy/(mA.min)
#
# Photon spectrum :
# -----
# rel. distribution normalized to 100000 photons
# Energy(eV) / Intensity
# -----
1000      0
2000      0
3000      0
4000      0
5000      0
6000      0
7000      0
8000      0
9000      0
10000     0
```

11000	0
12000	0
13000	0
14000	0
15000	0
16000	0
17000	0
18000	0
19000	0
20000	0
21000	0
22000	0
23000	0
24000	0
25000	0
26000	0
27000	0
28000	0
29000	1
30000	3
31000	6
32000	12
33000	22
34000	38
35000	62
36000	95
37000	140
38000	198
39000	270
40000	356
41000	454
42000	565
43000	686
44000	818
45000	958
46000	1103
47000	1252
48000	1403
49000	1555
50000	1705
51000	1844
52000	1977
53000	2103
54000	2222
55000	2333
56000	2434
57000	2526
58000	2607
59000	4785
60000	6689
61000	2775
62000	2802
63000	2819
64000	2824
65000	2820
66000	2805
67000	2781
68000	4761

69000	2702
70000	2978
71000	2345
72000	2296
73000	2238
74000	2172
75000	2097
76000	2013
77000	1922
78000	1823
79000	1717
80000	1604
81000	1482
82000	1354
83000	1220
84000	1082
85000	939
86000	791
87000	640
88000	485
89000	326
90000	164
90000	-1

[illegible]


UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
 BARCELONATECH
 Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

 **UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA**
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est


UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
 Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

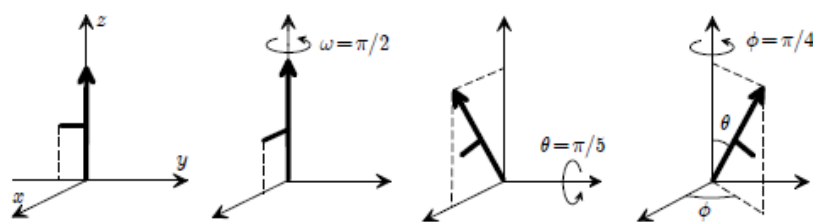
 **UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA**
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est


UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
 BARCELONATECH
 Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

 **UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA**
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est


UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
 BARCELONATECH
 Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

10.4. Matriz Euler .geo



$$\begin{aligned}\mathcal{R}(\omega, \theta, \phi) &= \mathcal{R}(\phi \hat{x}) \mathcal{R}(\theta \hat{y}) \mathcal{R}(\omega \hat{z}) \\ &= \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \omega & -\sin \omega & 0 \\ \sin \omega & \cos \omega & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = \\ &= \begin{pmatrix} \cos \phi \cos \theta \cos \omega - \sin \phi \sin \omega & -\cos \phi \cos \theta \sin \omega - \sin \phi \cos \omega & \cos \phi \sin \theta \\ \sin \phi \cos \theta \cos \omega + \cos \phi \sin \omega & -\sin \phi \cos \theta \sin \omega + \cos \phi \cos \omega & \sin \phi \sin \theta \\ -\sin \theta \cos \omega & \sin \theta \sin \omega & \cos \theta \end{pmatrix}.\end{aligned}$$

Figura 29. Matriz de rotación 3 ángulos de Euler.(13)

Ángulo primario: α rotación alrededor eje Z.

Ángulo secundario: β rotación alrededor eje X.

$$\begin{aligned}\mathcal{R}(\alpha \hat{z}) \cdot \mathcal{R}(\beta \hat{x}) &= \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \\ \sin \alpha & \cos \alpha \cos \beta & -\cos \alpha \sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta \end{pmatrix}\end{aligned}$$

Ecuación 11. Matriz de rotación dos ángulos.(15)

 **UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA**
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

```
0.0 0.0 0.0 EULER ANGLES [Rz,Ry,Rz] (deg) TO ROTATE  
POSITION AND DIRECTION  
0.0 0.0 0.0 TRANSLATION [DX,DY,DZ] (cm) OF POSITION  
1 VALIDATE BEFORE SIMULATION (1=YES, MAY  
TAKE A WHILE; 0=NO)  
0.000e0 MAX PSF ENERGY (eV) (UNUSED IF  
VALIDATE=1 OR IAEA FORMAT. ADD 1023 keV FOR e+)  
[END OF SPSF SECTION]  
  
# >>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>  
# INSTRUCTIONS FOR SECTION PENGEOm+PENVOX  
#  
# * Enter either: (i) a file name in the QUADRICS FILE field and a dash  
'-' in  
# the VOXELS FILE field if you want to define only a quadric geometry  
model;  
# (ii) a file name in the VOXELS FILE field and a dash '-' in the  
QUADRICS  
# FILE field if you want to define only a voxelized geometry model; or  
(iii)  
# both a quadrics and a voxelized file names in the corresponding  
fields if  
# you want to define a combination of overlapping quadrics and  
voxelized models.  
#  
# * The TRANSPARENT QUADRIC MAT and GRANULARITY field are used only if  
both a  
# quadric and a voxel geometries are defined. Otherwise they are  
irrelevant.  
#  
# * Details on the use and configuration of these geometry models are  
provided  
# in the documentation (please refer to ~/documentation/*).  
  
[SECTION PENGEOm+PENVOX v.2009-06-15]  
.../.../.../.../geomab1545.geo QUADRICS FILE NAME, USE '-' IF NONE  
- VOXELS FILE NAME, USE '-' IF NONE  
1 TRANSPARENT QUADRIC MAT (USED ONLY IF  
QUAD&VOX)  
10 GRANULARITY TO SCAN VOXELS (USED ONLY IF  
QUAD&VOX)  
[END OF GEO SECTION]
```



```

0 0          ROI MIN,MAX Z-INDEX (0 0 FOR ALL VOXELS)
0          PRINT VOXELS MASS IN REPORT (1=YES,0=NO)
1          PRINT COORDINATES IN REPORT
(1=YES,0=NO,-1=NO&BINARYFORMAT)
0.0          RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF VDD SECTION]

```

```

[SECTION TALLY SPATIAL DOSE DISTRIB v.2009-06-15]
OFF          STATUS (ON or OFF)
-0.24  0.24  1          XMIN,XMAX(cm),NXBIN (0 FOR DX=infty)
-0.24  0.24  1          YMIN,YMAX(cm),NYBIN (0 FOR DY=infty)
-76.5  -76.49  1          ZMIN,ZMAX(cm),NZBIN (0 FOR DZ=infty)
1          PRINT COORDINATES IN REPORT
(1=YES,0=NO,-1=NO&BINARYFORMAT)
0          RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF SDD SECTION]

```

```

[SECTION TALLY CYLINDRICAL DOSE DISTRIB v.2009-06-15]
OFF          STATUS (ON or OFF)
0.0  8.0  80          RMIN,RMAX(cm),NRBIN (>0)
0.0  7.0  40          ZMIN,ZMAX(cm),NZBIN (0 FOR DZ=infty)
1          PRINT COORDINATES IN REPORT (1=YES,0=NO)
0.0          RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF CDD SECTION]

```

```

[SECTION TALLY SPHERICAL DOSE DISTRIB v.2009-06-15]
OFF          STATUS (ON or OFF)
0.0  1.0  50          RMIN,RMAX(cm),NRBIN (>0)
1          PRINT COORDINATES IN REPORT (1=YES,0=NO)
0.0          RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF SPD SECTION]

```

```

[SECTION TALLY ENERGY DEPOSITION v.2012-06-01]
ON          STATUS (ON or OFF)
6          DETECTION MATERIAL
1          RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF EDP SECTION]

```

```

[SECTION TALLY PULSE HEIGHT SPECTRUM v.2012-06-01]
OFF          STATUS (ON or OFF)
3          DETECTION MATERIAL
0.0  8.0e4  100          EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS
0.0  0.0          A(eV^2),B(eV) FOR GAUSSIAN CONVOLUTION
FWHM[eV]=sqrt(A+B*E[eV])
0.0          RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF PHS SECTION]

```

```

[SECTION TALLY PIXELATED IMAGING DETECTOR v.2016-07-04]
OFF          STATUS (ON or OFF)
1          DETECTION MATERIAL
0          FILTER PHOTON INTERACTION (0=NOFILTER, -
1=UNSCATTERED, 1=RAYLEIGH, 2=COMPTON, 3=SECONDARIES, 9=MULTISCATTERED)
0  100          X-PIXEL SIZE(cm), No. X-PIXELS (ENTER 0
IN EITHER FIELD FOR AUTO)
0  100          Y-PIXEL SIZE(cm), No. Y-PIXELS (ENTER 0
IN EITHER FIELD FOR AUTO)
1          DETECTION MODE (1=ENERGY INTEGRATING,
2=PHOTON COUNTING, 3=PULSE HEIGHT SPECTRA aka ENERGY DISCRIMINATING)

```

```

0.0 1.0e6 100 EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS (USED ONLY
FOR MODE=2,3; No.BINS USED ONLY FOR MODE=3)
1 REPORT FORMAT (1=COLUMNAR, 2=MATRIX,
3=BINARY)
0.0 RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
SUBSECTION FOR SIGNAL COLLECTION EFFECTS:
OFF ACTIVATE SIGNAL COLLECTION EFFECTS (ON
or OFF)
1 WRITE POINT SPREAD FUNCTION TO A FILE
(1=YES,0=NO)
0.5 26.7 CE0,CE1(cm^-1); COEFFS FOR COLLECTION
EFFICIENCY: CE(z)=CE0+CE1*z
30.0e-4 -0.2 FW0(cm),FW1; COEFFS FOR FWHM(z)=
FW0+FW1*z
0.0 0.0 A,B FOR SIGNAL (S) GAUSSIAN NOISE WITH
FWHM(S)=sqrt(A+B*S) (USED ONLY FOR DET MODE=2,3)
[END OF PID SECTION]
#
# Illustrative values for the parameters of the signal collections
effects for a 150-um-thick CsI(Tl) scintillator
# See M. Freed et al., Medical Physics 37 (2010) 2593.
#
# z coordinate in the detector ref. frame assumed to be 0 at the x-ray
entrance face and zmax=150 um at the photodiode face.
#
# Collection efficiency dependency on depth z:
# CE(z) = CE0 + CE1*z (linear approx)
# z1 & collection efficiency at z1 (x-ray entrance):
# 0.0 cm 0.5
# z2 & collection efficiency at z2 (photodiode):
# 150e-4 cm 0.9
#
# => CE0 = 0.5
# CE1 = 26.7 cm^-1
#
# FWHM dependency on depth z:
# (note that FWHM is expected to decrease with z)
# FWHM(z) = FW0 + FW1*z (linear approx)
# z1 & FWHM at z1 (x-ray entrance):
# 0.0 cm 30e-4 cm
# z2 & FWHM at z2 (photodiode):
# 150e-4 cm 0.0 cm (a guess)
#
# => FW0 = 30e-4 cm
# FW1 = -0.2

[SECTION TALLY FLUENCE TRACK LENGTH v.2012-06-01. v2.2019-01]
ON STATUS (ON or OFF)
5 DETECTION MATERIAL
0.002304 VOLUME (cm^3) OF DETECTION MATERIAL
.../.../.../NIST.dat MASS ENERGY-ABSORPTION COEFFICIENTS FILE.
USE '-' IF NONE, THEN DOSE IS NOT CALCULATED
1.0e3 13.0e4 129 EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS, APPEND
'LOG' FOR A LOG SCALE
0 RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF FTL SECTION]

[SECTION TALLY PHOTON FLUENCE POINT 1 v.2015-05-31. v2.2019-01]

```

```

ON                                STATUS (ON or OFF)
OFF                                DEBUG ATTENUATION COEFFICIENTS (ON or
OFF)
38.5    28.6    -59.5             DETECTOR POSITION COORDINATES (cm)
+1.0                                RADIUS OF EXCLUSION SPHERE AROUND
DETECTOR (+ FOR cm, - FOR No. MFPs AT MAX E)
.../.../.../NIST.dat             MASS ENERGY-ABSORPTION COEFFICIENTS
FILE. USE '-' IF NONE, THEN DOSE IS NOT CALCULATED
.../.../.../ICRP74.dat           Hp(10)/K COEFFICIENTS FILE. USE '-' IF
NONE
1.0e3 13.0e4 129                 EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS IN SPECTRUM
0                                RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF PFP SECTION]

```

[SECTION TALLY PHOTON FLUENCE POINT 2 v.2015-05-31. v2.2019-01]

```

ON                                STATUS (ON or OFF)
OFF                                DEBUG ATTENUATION COEFFICIENTS (ON or
OFF)
38.5    58.6    -59.5             DETECTOR POSITION COORDINATES (cm)
+1.0                                RADIUS OF EXCLUSION SPHERE AROUND
DETECTOR (+ FOR cm, - FOR No. MFPs AT MAX E)
.../.../.../NIST.dat             MASS ENERGY-ABSORPTION COEFFICIENTS
FILE. USE '-' IF NONE, THEN DOSE IS NOT CALCULATED
.../.../.../ICRP74.dat           Hp(10)/K COEFFICIENTS FILE. USE '-' IF
NONE
1.0e3 13.0e4 129                 EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS IN SPECTRUM
0                                RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF PFP SECTION]

```

[SECTION TALLY PHOTON FLUENCE POINT 3 v.2015-05-31. v2.2019-01]

```

ON                                STATUS (ON or OFF)
OFF                                DEBUG ATTENUATION COEFFICIENTS (ON or
OFF)
38.5    -1.4    -59.5             DETECTOR POSITION COORDINATES (cm)
+1.0                                RADIUS OF EXCLUSION SPHERE AROUND
DETECTOR (+ FOR cm, - FOR No. MFPs AT MAX E)
.../.../.../NIST.dat             MASS ENERGY-ABSORPTION COEFFICIENTS
FILE. USE '-' IF NONE, THEN DOSE IS NOT CALCULATED
.../.../.../ICRP74.dat           Hp(10)/K COEFFICIENTS FILE. USE '-' IF
NONE
1.0e3 13.0e4 129                 EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS IN SPECTRUM
0                                RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF PFP SECTION]

```

[SECTION TALLY PHOTON FLUENCE POINT 4 v.2015-05-31. v2.2019-01]

```

ON                                STATUS (ON or OFF)
OFF                                DEBUG ATTENUATION COEFFICIENTS (ON or
OFF)
38.5    -1.4    -19.5             DETECTOR POSITION COORDINATES (cm)
+1.0                                RADIUS OF EXCLUSION SPHERE AROUND
DETECTOR (+ FOR cm, - FOR No. MFPs AT MAX E)
.../.../.../NIST.dat             MASS ENERGY-ABSORPTION COEFFICIENTS
FILE. USE '-' IF NONE, THEN DOSE IS NOT CALCULATED
.../.../.../ICRP74.dat           Hp(10)/K COEFFICIENTS FILE. USE '-' IF
NONE
1.0e3 13.0e4 129                 EMIN,EMAX(eV), No. OF E BINS IN SPECTRUM
0                                RELATIVE UNCERTAINTY (%) REQUESTED
[END OF PFP SECTION]

```



```
[SECTION SPLITTING v.2015-05-30]
OFF                                STATUS (ON or OFF)
1.0                                WGHTMIN, DO NOT SPLIT BELOW THIS
STATISTICAL WEIGHT
1                                  SPLITTING MATERIAL
1                                  SPLITTING MODE (1=SIMPLE; 2=ROTATIONAL;
3=XY)
1                                  SPLITTING FACTOR
0.0  0.0  0.0                    EULER ANGLES [Rz,Ry,Rz] (deg), USED ONLY
FOR MODES=2,3
0.0  0.0  0.0                    SHIFT (cm), USED ONLY FOR MODES=2,3
0                                  SIGN OF W ('+', '-' OR '0'=BOTH), USED
ONLY FOR MODES=2,3
0.0  360.0                        AZIMUTHAL INTERVAL PHI0 IN [0,360)deg
AND DeltaPHI IN (0,360]deg, USED ONLY FOR MODE=2
[END OF VRS SECTION]
```

```
OFF                                STATUS (ON or OFF)
1.0                               WGHTMAX, DO NOT PLAY ABOVE THIS
STATISTICAL WEIGHT                RUSSIAN ROULETTE MATERIAL
1                                 SURVIVAL PROBABILITY
1.0
[END OF VRRR SECTION]
```


10.6. Archivo NIST.dat

#	Energy (eV)	μ_{en}/ρ (cm ² /g)
1000		3599.00000
1500		1188.00000
2000		526.20000
3000		161.40000
3203		133.00000
3203		146.00000
4000		76.36000
5000		39.31000
6000		22.70000
8000		9.44600
10000		4.74200
15000		1.33400
20000		0.53890
30000		0.15370
40000		0.06833
50000		0.04098
60000		0.03041
80000		0.02407
100000		0.02325
150000		0.02496
200000		0.02672
300000		0.02872
400000		0.02949
500000		0.02966
600000		0.02953
800000		0.02882
1000000		0.02789
1250000		0.02666
1500000		0.02547
2000000		0.02345
3000000		0.02057
4000000		0.01870
5000000		0.01740
6000000		0.01647
8000000		0.01525
10000000		0.01450
15000000		0.01353
20000000		0.01311
20000000		-1

10.7. Archivo ICRP74.dat

```
#>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>
>>
# INSTRUCTIONS FOR Hp/K COEFFICIENTS FILE
#
# * This file should contain three sections with following headers:
#   [SECTION OF Hp(10)/K COEFFICIENTS]
#   [SECTION OF Hp(7)/K COEFFICIENTS]
#   [SECTION OF Hp(3)/K COEFFICIENTS]
#
# * In each section two columns (X,Y) are expected: Energy (eV) in
increasing
#   order and its coefficient (Sv/Gy).
#
# * Maximum grid points in each section is 300 (see
'HOWTOOpenEasy_PFPn5_DoseCalcV2' if more values are required).
#
# * A negative value in Y column indicates the end of list.
#
# * A blank section is accepted and this dose is not calculated.
#   DON'T REMOVE THE HEADER NOR THE NEGATIVE VALUE to indicate end of
list.
#
```

```
[SECTION OF Hp(10)/K COEFFICIENTS]
#Conversion coefficients from air kerma free-in-air to Hp(10,0°) in an
ICRU slab. ICRP74
#eV          Sv/Gy
10000        0.009
12500        0.098
15000        0.264
17500        0.445
20000        0.611
25000        0.883
30000        1.112
40000        1.49
50000        1.766
60000        1.892
80000        1.903
100000       1.811
125000       1.696
150000       1.607
200000       1.492
300000       1.369
400000       1.3
500000       1.256
600000       1.226
800000       1.19
1000000      1.167
1500000      1.139
3000000      1.117
6000000      1.109
10000000     1.111
100000000    -1
```

[SECTION OF Hp(0.07)/K COEFFICIENTS]

#Conversion coefficients from air kerma free-in-air to Hp(7,0°) in an ICRU slab. ICRP74

#eV	Sv/Gy
5000	0.75
10000	0.947
15000	0.981
20000	1.045
30000	1.23
40000	1.444
50000	1.632
60000	1.716
80000	1.732
100000	1.669
150000	1.518
200000	1.432
300000	1.336
400000	1.28
500000	1.244
600000	1.22
800000	1.189
1000000	1.173
1000000	-1

[SECTION OF Hp(3)/K COEFFICIENTS]

#Conversion coefficients from air kerma free-in-air to Hp(3,0°) in an ICRU cylinder. Gualdrini et al.

#eV	Sv/Gy
10000	0.244
20000	0.919
30000	1.219
40000	1.448
50000	1.597
60000	1.667
70000	1.674
80000	1.649
90000	1.614
100000	1.581
110000	1.550
150000	1.449
200000	1.372
300000	1.286
400000	1.240
500000	1.210
600000	1.191
700000	1.176
800000	1.167
900000	1.156
1000000	1.152
1100000	1.144
1500000	1.129
2000000	1.120
3000000	1.110
4000000	1.103
5000000	1.098
6000000	1.090

7000000	1.085
8000000	1.079
10000000	1.070
10000000	-1

1.60000E+04	1.65000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	16	9.87959E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
1.70000E+04	1.75000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	17	8.20776E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
1.80000E+04	1.85000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	18	6.88948E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
1.90000E+04	1.95000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	19	5.83649E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.00000E+04	2.05000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	20	4.99261E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.10000E+04	2.15000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	21	4.30853E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.20000E+04	2.25000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	22	3.74317E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.30000E+04	2.35000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	23	3.27196E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.40000E+04	2.45000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	24	2.87615E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.50000E+04	2.55000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	25	2.54129E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.60000E+04	2.65000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	26	2.25614E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.70000E+04	2.75000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	27	2.01184E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.80000E+04	2.85000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	28	1.80135E-01
0.00000E+00	0.0E+00				
2.90000E+04	2.95000E+04	8.20175E-11	4.5E-11	29	1.61904E-01
2.72405E-11	1.5E-11				
3.00000E+04	3.05000E+04	2.90538E-10	8.6E-11	30	1.46705E-01
9.04017E-11	2.7E-11				
3.10000E+04	3.15000E+04	5.99500E-10	1.2E-10	31	1.33957E-01
1.75911E-10	3.6E-11				
3.20000E+04	3.25000E+04	1.15655E-09	1.7E-10	32	1.22664E-01
3.20623E-10	4.7E-11				
3.30000E+04	3.35000E+04	2.01717E-09	2.3E-10	33	1.12624E-01
5.29232E-10	5.9E-11				
3.40000E+04	3.45000E+04	3.48512E-09	3.0E-10	34	1.03666E-01
8.66760E-10	7.4E-11				
3.50000E+04	3.55000E+04	5.78383E-09	3.8E-10	35	9.56460E-02
1.36565E-09	9.0E-11				
3.60000E+04	3.65000E+04	8.98593E-09	4.8E-10	36	8.84444E-02
2.01722E-09	1.1E-10				
3.70000E+04	3.75000E+04	1.36735E-08	5.9E-10	37	8.19583E-02
2.92234E-09	1.3E-10				
3.80000E+04	3.85000E+04	1.84945E-08	6.8E-10	38	7.61003E-02
3.76806E-09	1.4E-10				
3.90000E+04	3.95000E+04	2.53084E-08	8.0E-10	39	7.07954E-02
4.92148E-09	1.6E-10				
4.00000E+04	4.05000E+04	3.36880E-08	9.2E-10	40	6.64126E-02
6.30099E-09	1.7E-10				
4.10000E+04	4.15000E+04	4.38855E-08	1.0E-09	41	6.28029E-02
7.95384E-09	1.9E-10				
4.20000E+04	4.25000E+04	5.33265E-08	1.2E-09	42	5.94685E-02
9.37230E-09	2.0E-10				
4.30000E+04	4.35000E+04	6.44230E-08	1.3E-09	43	5.63826E-02
1.09876E-08	2.2E-10				
4.40000E+04	4.45000E+04	7.74210E-08	1.4E-09	44	5.35216E-02
1.28226E-08	2.3E-10				

4.50000E+04	4.55000E+04	9.08369E-08	1.5E-09	45	5.08646E-02
1.46190E-08	2.4E-10				
4.60000E+04	4.65000E+04	1.02445E-07	1.6E-09	46	4.83931E-02
1.60308E-08	2.5E-10				
4.70000E+04	4.75000E+04	1.18978E-07	1.7E-09	47	4.60905E-02
1.81134E-08	2.6E-10				
4.80000E+04	4.85000E+04	1.32473E-07	1.8E-09	48	4.39421E-02
1.96326E-08	2.7E-10				
4.90000E+04	4.95000E+04	1.48351E-07	1.9E-09	49	4.19346E-02
2.14140E-08	2.8E-10				
5.00000E+04	5.05000E+04	1.61591E-07	2.0E-09	50	4.03182E-02
2.28790E-08	2.8E-10				
5.10000E+04	5.15000E+04	1.73976E-07	2.1E-09	51	3.90452E-02
2.43273E-08	2.9E-10				
5.20000E+04	5.25000E+04	1.86056E-07	2.1E-09	52	3.78357E-02
2.57000E-08	3.0E-10				
5.30000E+04	5.35000E+04	1.97678E-07	2.2E-09	53	3.66855E-02
2.69796E-08	3.0E-10				
5.40000E+04	5.45000E+04	2.07034E-07	2.3E-09	54	3.55906E-02
2.79256E-08	3.0E-10				
5.50000E+04	5.55000E+04	2.19296E-07	2.3E-09	55	3.45474E-02
2.92392E-08	3.1E-10				
5.60000E+04	5.65000E+04	2.30115E-07	2.4E-09	56	3.35526E-02
3.03351E-08	3.1E-10				
5.70000E+04	5.75000E+04	2.37948E-07	2.4E-09	57	3.26031E-02
3.10196E-08	3.2E-10				
5.80000E+04	5.85000E+04	2.47997E-07	2.5E-09	58	3.16962E-02
3.19769E-08	3.2E-10				
5.90000E+04	5.95000E+04	4.48983E-07	3.3E-09	59	3.08292E-02
5.72714E-08	4.2E-10				
6.00000E+04	6.05000E+04	6.27532E-07	3.9E-09	60	3.02056E-02
7.97455E-08	4.9E-10				
6.10000E+04	6.15000E+04	2.63212E-07	2.5E-09	61	2.98058E-02
3.35513E-08	3.2E-10				
6.20000E+04	6.25000E+04	2.63646E-07	2.5E-09	62	2.94176E-02
3.37084E-08	3.3E-10				
6.30000E+04	6.35000E+04	2.65235E-07	2.6E-09	63	2.90406E-02
3.40125E-08	3.3E-10				
6.40000E+04	6.45000E+04	2.65877E-07	2.6E-09	64	2.86741E-02
3.41947E-08	3.3E-10				
6.50000E+04	6.55000E+04	2.67565E-07	2.6E-09	65	2.83178E-02
3.45111E-08	3.3E-10				
6.60000E+04	6.65000E+04	2.62174E-07	2.5E-09	66	2.79712E-02
3.39118E-08	3.3E-10				
6.70000E+04	6.75000E+04	2.61373E-07	2.5E-09	67	2.76340E-02
3.39028E-08	3.3E-10				
6.80000E+04	6.85000E+04	4.48021E-07	3.3E-09	68	2.73057E-02
5.82733E-08	4.3E-10				
6.90000E+04	6.95000E+04	2.53669E-07	2.5E-09	69	2.69859E-02
3.30839E-08	3.3E-10				
7.00000E+04	7.05000E+04	2.82343E-07	2.6E-09	70	2.66744E-02
3.69223E-08	3.4E-10				
7.10000E+04	7.15000E+04	2.20272E-07	2.3E-09	71	2.63708E-02
2.88813E-08	3.1E-10				
7.20000E+04	7.25000E+04	2.16036E-07	2.3E-09	72	2.60748E-02
2.83997E-08	3.0E-10				
7.30000E+04	7.35000E+04	2.10455E-07	2.3E-09	73	2.57861E-02
2.77370E-08	3.0E-10				

7.40000E+04	7.45000E+04	2.04479E-07	2.2E-09	74	2.55045E-02
2.70178E-08	3.0E-10				
7.50000E+04	7.55000E+04	1.96528E-07	2.2E-09	75	2.52296E-02
2.60321E-08	2.9E-10				
7.60000E+04	7.65000E+04	1.87200E-07	2.2E-09	76	2.49612E-02
2.48577E-08	2.9E-10				
7.70000E+04	7.75000E+04	1.81578E-07	2.1E-09	77	2.46992E-02
2.41699E-08	2.8E-10				
7.80000E+04	7.85000E+04	1.71065E-07	2.1E-09	78	2.44431E-02
2.28252E-08	2.7E-10				
7.90000E+04	7.95000E+04	1.61641E-07	2.0E-09	79	2.41930E-02
2.16191E-08	2.7E-10				
8.00000E+04	8.05000E+04	1.50822E-07	1.9E-09	80	2.40467E-02
2.03023E-08	2.6E-10				
8.10000E+04	8.15000E+04	1.38929E-07	1.9E-09	81	2.40006E-02
1.88973E-08	2.5E-10				
8.20000E+04	8.25000E+04	1.27751E-07	1.8E-09	82	2.39552E-02
1.75569E-08	2.5E-10				
8.30000E+04	8.35000E+04	1.15793E-07	1.7E-09	83	2.39104E-02
1.60763E-08	2.4E-10				
8.40000E+04	8.45000E+04	1.01726E-07	1.6E-09	84	2.38663E-02
1.42659E-08	2.2E-10				
8.50000E+04	8.55000E+04	8.95796E-08	1.5E-09	85	2.38227E-02
1.26880E-08	2.1E-10				
8.60000E+04	8.65000E+04	7.38230E-08	1.4E-09	86	2.37797E-02
1.05595E-08	1.9E-10				
8.70000E+04	8.75000E+04	6.08439E-08	1.2E-09	87	2.37373E-02
8.78788E-09	1.8E-10				
8.80000E+04	8.85000E+04	4.52261E-08	1.1E-09	88	2.36954E-02
6.59515E-09	1.6E-10				
8.90000E+04	8.95000E+04	3.12784E-08	8.9E-10	89	2.36541E-02
4.60471E-09	1.3E-10				
9.00000E+04	9.05000E+04	1.52909E-08	6.2E-10	90	2.36133E-02
2.27230E-09	9.2E-11				
9.10000E+04	9.15000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	91	2.35730E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.20000E+04	9.25000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	92	2.35333E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.30000E+04	9.35000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	93	2.34940E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.40000E+04	9.45000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	94	2.34552E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.50000E+04	9.55000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	95	2.34169E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.60000E+04	9.65000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	96	2.33790E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.70000E+04	9.75000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	97	2.33416E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.80000E+04	9.85000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	98	2.33046E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
9.90000E+04	9.95000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	99	2.32681E-02
0.00000E+00	0.0E+00				
1.00000E+05	1.00500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	100	2.32703E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.01000E+05	1.01500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	101	2.33107E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.02000E+05	1.02500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	102	2.33507E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				

1.03000E+05	1.03500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	103	2.33904E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.04000E+05	1.04500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	104	2.34298E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.05000E+05	1.05500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	105	2.34689E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.06000E+05	1.06500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	106	2.35077E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.07000E+05	1.07500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	107	2.35462E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.08000E+05	1.08500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	108	2.35844E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.09000E+05	1.09500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	109	2.36223E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.10000E+05	1.10500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	110	2.36599E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.11000E+05	1.11500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	111	2.36972E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.12000E+05	1.12500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	112	2.37343E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.13000E+05	1.13500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	113	2.37711E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.14000E+05	1.14500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	114	2.38076E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.15000E+05	1.15500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	115	2.38439E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.16000E+05	1.16500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	116	2.38799E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.17000E+05	1.17500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	117	2.39156E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.18000E+05	1.18500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	118	2.39511E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.19000E+05	1.19500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	119	2.39864E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.20000E+05	1.20500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	120	2.40214E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.21000E+05	1.21500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	121	2.40562E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.22000E+05	1.22500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	122	2.40907E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.23000E+05	1.23500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	123	2.41250E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.24000E+05	1.24500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	124	2.41591E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.25000E+05	1.25500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	125	2.41929E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.26000E+05	1.26500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	126	2.42266E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.27000E+05	1.27500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	127	2.42600E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.28000E+05	1.28500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	128	2.42932E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.29000E+05	1.29500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	129	2.43262E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				
1.30000E+05	1.30500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	130	2.43589E-
02 0.00000E+00	0.0E+00				

Total per hist. Kerma(uGy),k=2: 1.27187E-06 +- 2.1E-09

```
# Performance report
# Random seeds:
# 1590077111
# 224928435
# No. of histories simulated [N]:
# 1591808.
# CPU time [t] (s):
# 2.99720E+02
# Speed (histories/s):
# 5.31098E+03
# Average uncertainty (above 1/2 max score) in % [uncert]:
# 6.95337E-01
# Intrinsic efficiency [N*uncert^2]^-1:
# 1.29933E-06
# Absolute efficiency [t*uncert^2]^-1:
# 6.90070E-03
```

```
#>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>
# [SECTION REPORT PHOTON FLUENCE SPECTRUM AT A POINT]
# Fluence units are 1/(cm^2.eV) per history
#
# Kerma units are uGy per history
#
# Personal dose units are uSv per history
#
# Number of energy bins:
#   130
# Energy bin width (eV):
#   1.00000E+03
#
# For plotting purposes, two values per energy bin are given, namely, the
low end and the middle point of each bin.
#
# The approx. contribution from the exclusion sphere is reported
separately.
#
# Dose calculation is reported per bin and the total value at the end-of-
file.
#
# Elow(eV) : Emiddle(eV) : fluence : +-2sigma :: +fluenceSphere
(%total) : totalFluence : nbin : mu_en_rho(cm^2/g) : Kerma : ukerma (k=2)
: Coeff.Hp(10)/K : Hp(10) : uHp10 (k=2) : Coeff.Hp(0.07)/K : Hp(0.07) :
uHp0.07 (k=2) : Coeff.Hp(3)/K : Hp(3) : uHp3 (k=2)
1.00000E+03 1.50000E+03 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 1 1.18800E+03 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
2.00000E+03 2.50000E+03 6.28471E-16 1.1E-15 :: 2.65429E-18 0.4
% 6.31125E-16 2 2.74594E+02 6.94155E-23 1.2E-22
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
3.00000E+03 3.50000E+03 3.55388E-18 2.2E-18 :: 1.21731E-20 0.3
% 3.56606E-18 3 1.12725E+02 2.25418E-25 1.4E-25
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
4.00000E+03 4.50000E+03 2.06039E-16 9.2E-17 :: 5.50903E-19 0.3
% 2.06590E-16 4 5.37846E+01 8.01106E-24 3.5E-24
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
5.00000E+03 5.50000E+03 2.69423E-16 2.8E-16 :: 5.65958E-19 0.2
% 2.69989E-16 5 2.95010E+01 7.01868E-24 7.3E-24
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 7.74442E-01 5.43556E-18 5.7E-18
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
6.00000E+03 6.50000E+03 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 6 1.77861E+01 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 8.19219E-01 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
7.00000E+03 7.50000E+03 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 7 1.14993E+01 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 8.59630E-01 0.00000E+00 0.0E+00
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
```

```

8.00000E+03 8.50000E+03 1.50011E-47 2.2E-47 :: 1.72536E-50 0.1
% 1.50183E-47 8 7.83315E+00 1.60209E-55 2.3E-55
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 8.96605E-01 1.43644E-49 2.1E-49
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
9.00000E+03 9.50000E+03 4.49459E-42 8.3E-42 :: 4.38592E-45 0.1
% 4.49897E-42 9 5.55594E+00 3.80456E-50 7.0E-50
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00 9.30796E-01 3.54127E-44 6.5E-44
0.00000E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.00000E+04 1.05000E+04 2.97152E-29 5.9E-29 :: 2.49500E-32 0.1
% 2.97402E-29 10 4.07082E+00 2.03669E-37 4.1E-37
1.51697E-02 3.08961E-33 6.2E-33 9.51028E-01 1.93695E-31 3.9E-31
2.67873E-01 5.45575E-32 1.1E-31
1.10000E+04 1.15000E+04 1.60104E-30 2.0E-30 :: 1.17059E-33 0.1
% 1.60221E-30 11 3.06268E+00 9.04124E-39 1.1E-38
4.01549E-02 3.63050E-34 4.6E-34 9.58584E-01 8.66679E-33 1.1E-32
3.18798E-01 2.88233E-33 3.6E-33
1.20000E+04 1.25000E+04 4.13280E-25 1.5E-25 :: 2.65750E-28 0.1
% 4.13546E-25 12 2.35956E+00 1.95423E-33 6.9E-34
9.80000E-02 1.91514E-28 6.8E-29 9.65563E-01 1.88693E-27 6.7E-28
3.73935E-01 7.30755E-28 2.6E-28
1.30000E+04 1.35000E+04 8.25923E-26 9.0E-26 :: 4.71152E-29 0.1
% 8.26394E-26 13 1.85474E+00 3.31524E-34 3.6E-34
1.48900E-01 4.93640E-29 5.4E-29 9.72049E-01 3.22258E-28 3.5E-28
4.33254E-01 1.43634E-28 1.6E-28
1.40000E+04 1.45000E+04 2.75480E-22 2.1E-22 :: 1.40446E-25 0.1
% 2.75620E-22 14 1.48323E+00 9.49728E-31 7.1E-31
2.19572E-01 2.08534E-25 1.6E-25 9.78111E-01 9.28939E-25 6.9E-25
4.96726E-01 4.71754E-25 3.5E-25
1.50000E+04 1.55000E+04 2.74535E-22 4.3E-22 :: 1.76436E-25 0.1
% 2.74711E-22 15 1.20306E+00 8.20742E-31 1.3E-30
2.95011E-01 2.42128E-25 3.8E-25 9.88092E-01 8.10968E-25 1.3E-24
5.64325E-01 4.63165E-25 7.3E-25
1.60000E+04 1.65000E+04 1.84087E-22 2.9E-22 :: 2.58202E-21 93.3
% 2.76611E-21 16 9.87959E-01 7.22442E-30 7.6E-31
3.64591E-01 2.63395E-24 2.8E-25 1.00176E+00 7.23711E-24 7.6E-25
6.36028E-01 4.59493E-24 4.8E-25
1.70000E+04 1.75000E+04 1.30465E-17 2.6E-17 :: 1.79174E-19 1.4
% 1.32257E-17 17 8.20776E-01 3.04362E-26 6.0E-26
4.45000E-01 1.35441E-20 2.7E-20 1.01479E+00 3.08864E-20 6.1E-20
7.11814E-01 2.16649E-20 4.3E-20
1.80000E+04 1.85000E+04 1.15743E-15 1.5E-15 :: 1.04725E-18 0.1
% 1.15848E-15 18 6.88948E-01 2.36568E-24 3.1E-24
5.07758E-01 1.20119E-18 1.6E-18 1.02725E+00 2.43015E-18 3.2E-18
7.91659E-01 1.87281E-18 2.5E-18
1.90000E+04 1.95000E+04 5.37789E-15 7.0E-15 :: 5.08810E-18 0.1
% 5.38298E-15 19 5.83649E-01 9.81565E-24 1.3E-23
5.75356E-01 5.64749E-18 7.3E-18 1.03920E+00 1.02005E-17 1.3E-17
8.75547E-01 8.59406E-18 1.1E-17
2.00000E+04 2.05000E+04 3.34439E-14 1.8E-14 :: 1.97100E-17 0.1
% 3.34636E-14 20 4.99261E-01 5.48738E-23 2.9E-23
6.36411E-01 3.49223E-17 1.9E-17 1.05542E+00 5.79152E-17 3.1E-17
9.34947E-01 5.13041E-17 2.7E-17
2.10000E+04 2.15000E+04 1.12870E-13 3.7E-14 :: 5.24821E-17 0.0
% 1.12923E-13 21 4.30853E-01 1.67594E-22 5.4E-23
6.88448E-01 1.15380E-16 3.7E-17 1.07583E+00 1.80303E-16 5.9E-17
9.66493E-01 1.61979E-16 5.3E-17
2.20000E+04 2.25000E+04 2.78479E-13 5.2E-14 :: 2.64469E-16 0.1
% 2.78744E-13 22 3.74317E-01 3.76130E-22 7.0E-23

```

7.42083E-01	2.79120E-16	5.2E-17	1.09567E+00	4.12114E-16	7.7E-17
9.97597E-01	3.75226E-16	7.0E-17			
2.30000E+04	2.35000E+04	6.14025E-13	9.7E-14	::	4.70400E-16 0.1
% 6.14496E-13	23	3.27196E-01	7.57016E-22	1.2E-22	
7.97291E-01	6.03562E-16	9.5E-17	1.11499E+00	8.44066E-16	1.3E-16
1.02828E+00	7.78427E-16	1.2E-16			
2.40000E+04	2.45000E+04	1.26767E-12	1.4E-13	::	7.68304E-16 0.1
% 1.26844E-12	24	2.87615E-01	1.43205E-21	1.6E-22	
8.54048E-01	1.22304E-15	1.3E-16	1.13383E+00	1.62370E-15	1.8E-16
1.05858E+00	1.51594E-15	1.7E-16			
2.50000E+04	2.55000E+04	2.53094E-12	2.4E-13	::	1.18898E-15 0.0
% 2.53213E-12	25	2.54129E-01	2.62900E-21	2.5E-22	
9.05394E-01	2.38029E-15	2.3E-16	1.15221E+00	3.02916E-15	2.9E-16
1.08850E+00	2.86167E-15	2.7E-16			
2.60000E+04	2.65000E+04	4.19023E-12	3.4E-13	::	3.65084E-15 0.1
% 4.19388E-12	26	2.25614E-01	4.01735E-21	3.2E-22	
9.50531E-01	3.81861E-15	3.1E-16	1.17017E+00	4.70096E-15	3.8E-16
1.11807E+00	4.49166E-15	3.6E-16			
2.70000E+04	2.75000E+04	6.27282E-12	3.6E-13	::	5.46281E-15 0.1
% 6.27829E-12	27	2.01184E-01	5.56516E-21	3.2E-22	
9.96121E-01	5.54357E-15	3.2E-16	1.18772E+00	6.60985E-15	3.8E-16
1.14730E+00	6.38488E-15	3.7E-16			
2.80000E+04	2.85000E+04	2.22387E-11	6.7E-13	::	7.18407E-15 0.0
% 2.22459E-11	28	1.80135E-01	1.82980E-20	5.5E-22	
1.04215E+00	1.90692E-14	5.8E-16	1.20490E+00	2.20471E-14	6.7E-16
1.17621E+00	2.15221E-14	6.5E-16			
2.90000E+04	2.95000E+04	1.27005E-11	5.8E-13	::	6.15641E-15 0.0
% 1.27066E-11	29	1.61904E-01	9.72346E-21	4.4E-22	
1.08861E+00	1.05851E-14	4.8E-16	1.22172E+00	1.18793E-14	5.4E-16
1.20481E+00	1.17149E-14	5.4E-16			
3.00000E+04	3.05000E+04	3.12434E-11	8.3E-13	::	1.09165E-14 0.0
% 3.12543E-11	30	1.46705E-01	2.24061E-20	6.0E-22	
1.13085E+00	2.53380E-14	6.7E-16	1.24139E+00	2.78146E-14	7.4E-16
1.23112E+00	2.75845E-14	7.3E-16			
3.10000E+04	3.15000E+04	2.08029E-11	8.2E-13	::	9.57641E-15 0.0
% 2.08124E-11	31	1.33957E-01	1.40705E-20	5.5E-22	
1.16858E+00	1.64424E-14	6.4E-16	1.26392E+00	1.77840E-14	7.0E-16
1.25512E+00	1.76601E-14	6.9E-16			
3.20000E+04	3.25000E+04	2.88907E-11	8.4E-13	::	1.06682E-14 0.0
% 2.89014E-11	32	1.22664E-01	1.84600E-20	5.4E-22	
1.20632E+00	2.22686E-14	6.5E-16	1.28614E+00	2.37420E-14	6.9E-16
1.27881E+00	2.36068E-14	6.9E-16			
3.30000E+04	3.35000E+04	3.16560E-11	9.9E-13	::	1.43679E-14 0.0
% 3.16704E-11	33	1.12624E-01	1.91443E-20	6.0E-22	
1.24409E+00	2.38172E-14	7.5E-16	1.30805E+00	2.50418E-14	7.9E-16
1.30221E+00	2.49300E-14	7.8E-16			
3.40000E+04	3.45000E+04	3.75781E-11	1.0E-12	::	1.48421E-14 0.0
% 3.75930E-11	34	1.03666E-01	2.15412E-20	5.7E-22	
1.28187E+00	2.76130E-14	7.4E-16	1.32968E+00	2.86430E-14	7.6E-16
1.32534E+00	2.85494E-14	7.6E-16			
3.50000E+04	3.55000E+04	4.19500E-11	1.0E-12	::	1.51188E-14 0.0
% 4.19651E-11	35	9.56460E-02	2.28294E-20	5.6E-22	
1.31967E+00	3.01273E-14	7.4E-16	1.35104E+00	3.08434E-14	7.6E-16
1.34819E+00	3.07784E-14	7.6E-16			
3.60000E+04	3.65000E+04	4.78745E-11	1.2E-12	::	1.88617E-14 0.0
% 4.78934E-11	36	8.84444E-02	2.47713E-20	6.3E-22	
1.35749E+00	3.36268E-14	8.6E-16	1.37213E+00	3.39894E-14	8.6E-16
1.37079E+00	3.39563E-14	8.6E-16			

```

3.70000E+04 3.75000E+04 5.26264E-11 1.2E-12 :: 1.86402E-14 0.0
% 5.26451E-11 37 8.19583E-02 2.59234E-20 5.9E-22
1.39533E+00 3.61717E-14 8.2E-16 1.39296E+00 3.61103E-14 8.2E-16
1.39314E+00 3.61151E-14 8.2E-16
3.80000E+04 3.85000E+04 5.62490E-11 1.2E-12 :: 1.84137E-14 0.0
% 5.62675E-11 38 7.61003E-02 2.64128E-20 5.7E-22
1.43319E+00 3.78544E-14 8.1E-16 1.41355E+00 3.73359E-14 8.0E-16
1.41526E+00 3.73809E-14 8.0E-16
3.90000E+04 3.95000E+04 6.17620E-11 1.3E-12 :: 2.12982E-14 0.0
% 6.17833E-11 39 7.07954E-02 2.76811E-20 6.0E-22
1.47106E+00 4.07206E-14 8.9E-16 1.43391E+00 3.96922E-14 8.7E-16
1.43714E+00 3.97817E-14 8.7E-16
4.00000E+04 4.05000E+04 6.57364E-11 1.5E-12 :: 2.06224E-14 0.0
% 6.57570E-11 40 6.64126E-02 2.83372E-20 6.4E-22
1.50416E+00 4.26238E-14 9.6E-16 1.45387E+00 4.11987E-14 9.3E-16
1.45592E+00 4.12567E-14 9.3E-16
4.10000E+04 4.15000E+04 6.91208E-11 1.5E-12 :: 2.26824E-14 0.0
% 6.91435E-11 41 6.28029E-02 2.88728E-20 6.1E-22
1.53237E+00 4.42437E-14 9.4E-16 1.47345E+00 4.25427E-14 9.0E-16
1.47159E+00 4.24889E-14 9.0E-16
4.20000E+04 4.25000E+04 7.06966E-11 1.4E-12 :: 2.16369E-14 0.0
% 7.07183E-11 42 5.94685E-02 2.86364E-20 5.7E-22
1.56041E+00 4.46844E-14 8.9E-16 1.49282E+00 4.27490E-14 8.5E-16
1.48705E+00 4.25836E-14 8.5E-16
4.30000E+04 4.35000E+04 7.31630E-11 1.5E-12 :: 2.08035E-14 0.0
% 7.31838E-11 43 5.63826E-02 2.87581E-20 5.9E-22
1.58829E+00 4.56762E-14 9.4E-16 1.51199E+00 4.34818E-14 8.9E-16
1.50231E+00 4.32034E-14 8.9E-16
4.40000E+04 4.45000E+04 7.62333E-11 2.2E-12 :: 2.22268E-14 0.0
% 7.62555E-11 44 5.35216E-02 2.90985E-20 8.2E-22
1.61602E+00 4.70238E-14 1.3E-15 1.53095E+00 4.45484E-14 1.3E-15
1.51737E+00 4.41531E-14 1.2E-15
4.50000E+04 4.55000E+04 7.57737E-11 1.6E-12 :: 2.08419E-14 0.0
% 7.57945E-11 45 5.08646E-02 2.81045E-20 5.8E-22
1.64361E+00 4.61927E-14 9.5E-16 1.54973E+00 4.35543E-14 8.9E-16
1.53224E+00 4.30628E-14 8.8E-16
4.60000E+04 4.65000E+04 7.78821E-11 1.6E-12 :: 2.15110E-14 0.0
% 7.79036E-11 46 4.83931E-02 2.80869E-20 5.8E-22
1.67104E+00 4.69345E-14 9.6E-16 1.56832E+00 4.40492E-14 9.0E-16
1.54693E+00 4.34486E-14 8.9E-16
4.70000E+04 4.75000E+04 7.76899E-11 1.5E-12 :: 2.00911E-14 0.0
% 7.77099E-11 47 4.60905E-02 2.72579E-20 5.3E-22
1.69834E+00 4.62932E-14 9.1E-16 1.58673E+00 4.32508E-14 8.5E-16
1.56145E+00 4.25617E-14 8.3E-16
4.80000E+04 4.85000E+04 7.66966E-11 1.5E-12 :: 2.01404E-14 0.0
% 7.67168E-11 48 4.39421E-02 2.61953E-20 5.1E-22
1.72551E+00 4.52001E-14 8.8E-16 1.60496E+00 4.20424E-14 8.1E-16
1.57579E+00 4.12783E-14 8.0E-16
4.90000E+04 4.95000E+04 7.64477E-11 1.5E-12 :: 1.87398E-14 0.0
% 7.64665E-11 49 4.19346E-02 2.54307E-20 5.1E-22
1.75253E+00 4.45683E-14 8.9E-16 1.62303E+00 4.12748E-14 8.3E-16
1.58997E+00 4.04341E-14 8.1E-16
5.00000E+04 5.05000E+04 7.80169E-11 1.6E-12 :: 1.84395E-14 0.0
% 7.80353E-11 50 4.03182E-02 2.54562E-20 5.4E-22
1.77265E+00 4.51251E-14 9.5E-16 1.63648E+00 4.16585E-14 8.8E-16
1.60074E+00 4.07489E-14 8.6E-16
5.10000E+04 5.15000E+04 7.98363E-11 1.5E-12 :: 1.78246E-14 0.0
% 7.98542E-11 51 3.90452E-02 2.57266E-20 4.8E-22

```

1.78584E+00	4.59437E-14	8.6E-16	1.64533E+00	4.23289E-14	7.9E-16
1.60815E+00	4.13722E-14	7.7E-16			
5.20000E+04	5.25000E+04	7.94479E-11	1.5E-12	::	1.62524E-14 0.0
% 7.94641E-11	52	3.78357E-02	2.52897E-20	4.7E-22	
1.79887E+00	4.54929E-14	8.4E-16	1.65407E+00	4.18308E-14	7.7E-16
1.61544E+00	4.08539E-14	7.5E-16			
5.30000E+04	5.35000E+04	7.46767E-11	1.5E-12	::	1.51107E-14 0.0
% 7.46918E-11	53	3.66855E-02	2.34872E-20	4.6E-22	
1.81175E+00	4.25529E-14	8.4E-16	1.66268E+00	3.90518E-14	7.7E-16
1.62263E+00	3.81110E-14	7.5E-16			
5.40000E+04	5.45000E+04	6.99040E-11	1.4E-12	::	1.35711E-14 0.0
% 6.99176E-11	54	3.55906E-02	2.17284E-20	4.3E-22	
1.82447E+00	3.96430E-14	7.8E-16	1.67118E+00	3.63121E-14	7.2E-16
1.62971E+00	3.54111E-14	7.0E-16			
5.50000E+04	5.55000E+04	6.84798E-11	1.4E-12	::	1.25873E-14 0.0
% 6.84924E-11	55	3.45474E-02	2.10407E-20	4.4E-22	
1.83706E+00	3.86530E-14	8.1E-16	1.67956E+00	3.53393E-14	7.4E-16
1.63670E+00	3.44374E-14	7.2E-16			
5.60000E+04	5.65000E+04	6.56949E-11	1.6E-12	::	1.14377E-14 0.0
% 6.57063E-11	56	3.35526E-02	1.99568E-20	4.8E-22	
1.84950E+00	3.69102E-14	8.9E-16	1.68784E+00	3.36840E-14	8.1E-16
1.64359E+00	3.28009E-14	7.9E-16			
5.70000E+04	5.75000E+04	6.22377E-11	1.5E-12	::	1.01301E-14 0.0
% 6.22479E-11	57	3.26031E-02	1.86966E-20	4.4E-22	
1.86181E+00	3.48094E-14	8.2E-16	1.69601E+00	3.17096E-14	7.5E-16
1.65039E+00	3.08566E-14	7.3E-16			
5.80000E+04	5.85000E+04	5.80340E-11	1.3E-12	::	8.98844E-15 0.0
% 5.80429E-11	58	3.16962E-02	1.72434E-20	3.8E-22	
1.87398E+00	3.23138E-14	7.2E-16	1.70408E+00	2.93841E-14	6.5E-16
1.65710E+00	2.85740E-14	6.3E-16			
5.90000E+04	5.95000E+04	5.61356E-11	1.3E-12	::	7.95124E-15 0.0
% 5.61436E-11	59	3.08292E-02	1.65002E-20	3.9E-22	
1.88602E+00	3.11199E-14	7.3E-16	1.71205E+00	2.82493E-14	6.6E-16
1.66372E+00	2.74518E-14	6.5E-16			
6.00000E+04	6.05000E+04	5.04193E-11	1.2E-12	::	6.86316E-15 0.0
% 5.04262E-11	60	3.02056E-02	1.47642E-20	3.4E-22	
1.89232E+00	2.79385E-14	6.4E-16	1.71646E+00	2.53421E-14	5.8E-16
1.66738E+00	2.46174E-14	5.7E-16			
6.10000E+04	6.15000E+04	4.62419E-11	1.2E-12	::	5.96170E-15 0.0
% 4.62479E-11	61	2.98058E-02	1.35825E-20	3.6E-22	
1.89294E+00	2.57108E-14	6.8E-16	1.71737E+00	2.33261E-14	6.2E-16
1.66812E+00	2.26572E-14	6.0E-16			
6.20000E+04	6.25000E+04	4.26160E-11	1.0E-12	::	5.16327E-15 0.0
% 4.26211E-11	62	2.94176E-02	1.25552E-20	3.1E-22	
1.89356E+00	2.37740E-14	5.8E-16	1.71826E+00	2.15731E-14	5.3E-16
1.66885E+00	2.09527E-14	5.1E-16			
6.30000E+04	6.35000E+04	3.82947E-11	9.7E-13	::	4.43007E-15 0.0
% 3.82992E-11	63	2.90406E-02	1.13156E-20	2.9E-22	
1.89416E+00	2.14336E-14	5.4E-16	1.71914E+00	1.94532E-14	4.9E-16
1.66957E+00	1.88923E-14	4.8E-16			
6.40000E+04	6.45000E+04	3.57285E-11	9.8E-13	::	3.81345E-15 0.0
% 3.57324E-11	64	2.86741E-02	1.05882E-20	2.9E-22	
1.89476E+00	2.00621E-14	5.5E-16	1.72001E+00	1.82118E-14	5.0E-16
1.67028E+00	1.76853E-14	4.8E-16			
6.50000E+04	6.55000E+04	3.31247E-11	1.1E-12	::	3.23949E-15 0.0
% 3.31279E-11	65	2.83178E-02	9.84478E-21	3.2E-22	
1.89535E+00	1.86593E-14	6.0E-16	1.72086E+00	1.69415E-14	5.4E-16
1.67098E+00	1.64504E-14	5.3E-16			

```

6.60000E+04 6.65000E+04 2.82170E-11 8.1E-13 :: 2.67271E-15 0.0
% 2.82197E-11 66 2.79712E-02 8.41000E-21 2.4E-22
1.89593E+00 1.59447E-14 4.6E-16 1.72170E+00 1.44795E-14 4.2E-16
1.67167E+00 1.40587E-14 4.1E-16
6.70000E+04 6.75000E+04 2.49350E-11 7.4E-13 :: 2.21654E-15 0.0
% 2.49373E-11 67 2.76340E-02 7.45258E-21 2.2E-22
1.89650E+00 1.41338E-14 4.2E-16 1.72253E+00 1.28373E-14 3.8E-16
1.67235E+00 1.24633E-14 3.7E-16
6.80000E+04 6.85000E+04 2.23349E-11 7.0E-13 :: 1.82130E-15 0.0
% 2.23367E-11 68 2.73057E-02 6.69381E-21 2.1E-22
1.89706E+00 1.26986E-14 4.0E-16 1.72335E+00 1.15358E-14 3.6E-16
1.67301E+00 1.11988E-14 3.5E-16
6.90000E+04 6.95000E+04 1.94965E-11 7.3E-13 :: 1.45938E-15 0.0
% 1.94979E-11 69 2.69859E-02 5.85897E-21 2.2E-22
1.89761E+00 1.11180E-14 4.2E-16 1.72416E+00 1.01018E-14 3.8E-16
1.67367E+00 9.80600E-15 3.7E-16
7.00000E+04 7.05000E+04 1.66131E-11 6.4E-13 :: 1.13779E-15 0.0
% 1.66143E-11 70 2.66744E-02 5.00583E-21 1.9E-22
1.89816E+00 9.50186E-15 3.7E-16 1.72495E+00 8.63482E-15 3.3E-16
1.67266E+00 8.37305E-15 3.2E-16
7.10000E+04 7.15000E+04 1.32091E-11 5.7E-13 :: 8.52029E-16 0.0
% 1.32100E-11 71 2.63708E-02 3.99064E-21 1.7E-22
1.89870E+00 7.57701E-15 3.3E-16 1.72573E+00 6.88678E-15 3.0E-16
1.67001E+00 6.66438E-15 2.9E-16
7.20000E+04 7.25000E+04 1.03592E-11 5.8E-13 :: 6.25829E-16 0.0
% 1.03598E-11 72 2.60748E-02 3.13778E-21 1.8E-22
1.89923E+00 5.95936E-15 3.3E-16 1.72651E+00 5.41740E-15 3.0E-16
1.66739E+00 5.23191E-15 2.9E-16
7.30000E+04 7.35000E+04 7.94575E-12 4.7E-13 :: 4.48244E-16 0.0
% 7.94620E-12 73 2.57861E-02 2.41292E-21 1.4E-22
1.89975E+00 4.58396E-15 2.7E-16 1.72727E+00 4.16778E-15 2.5E-16
1.66482E+00 4.01709E-15 2.4E-16
7.40000E+04 7.45000E+04 5.64884E-12 3.7E-13 :: 3.08497E-16 0.0
% 5.64915E-12 74 2.55045E-02 1.71975E-21 1.1E-22
1.90027E+00 3.26800E-15 2.1E-16 1.72802E+00 2.97178E-15 1.9E-16
1.66229E+00 2.85873E-15 1.9E-16
7.50000E+04 7.55000E+04 4.27622E-12 3.5E-13 :: 2.14080E-16 0.0
% 4.27643E-12 75 2.52296E-02 1.30512E-21 1.1E-22
1.90078E+00 2.48074E-15 2.1E-16 1.72877E+00 2.25624E-15 1.9E-16
1.65979E+00 2.16622E-15 1.8E-16
7.60000E+04 7.65000E+04 2.97211E-12 2.9E-13 :: 1.40253E-16 0.0
% 2.97225E-12 76 2.49612E-02 9.09333E-22 8.8E-23
1.90129E+00 1.72890E-15 1.7E-16 1.72950E+00 1.57269E-15 1.5E-16
1.65733E+00 1.50707E-15 1.5E-16
7.70000E+04 7.75000E+04 1.86679E-12 2.2E-13 :: 8.76640E-17 0.0
% 1.86688E-12 77 2.46992E-02 5.72546E-22 6.9E-23
1.90178E+00 1.08886E-15 1.3E-16 1.73023E+00 9.90635E-16 1.2E-16
1.65491E+00 9.47513E-16 1.1E-16
7.80000E+04 7.85000E+04 1.26261E-12 1.9E-13 :: 5.64412E-17 0.0
% 1.26266E-12 78 2.44431E-02 3.88172E-22 5.7E-23
1.90227E+00 7.38410E-16 1.1E-16 1.73094E+00 6.71904E-16 9.9E-17
1.65252E+00 6.41463E-16 9.4E-17
7.90000E+04 7.95000E+04 8.51135E-13 1.5E-13 :: 3.56576E-17 0.0
% 8.51171E-13 79 2.41930E-02 2.62291E-22 4.6E-23
1.90276E+00 4.99076E-16 8.7E-17 1.73165E+00 4.54196E-16 7.9E-17
1.65017E+00 4.32823E-16 7.6E-17
8.00000E+04 8.05000E+04 5.70787E-13 1.3E-13 :: 2.18135E-17 0.0
% 5.70808E-13 80 2.40467E-02 1.77032E-22 4.1E-23

```


1.90037E+00	3.36427E-16	7.7E-17	1.73021E+00	3.06303E-16	7.0E-17
1.64713E+00	2.91595E-16	6.7E-17			
8.10000E+04	8.15000E+04	3.66058E-13	1.0E-13	::	1.24587E-17 0.0
% 3.66070E-13	81	2.40006E-02	1.14724E-22	3.2E-23	
1.89517E+00	2.17422E-16	6.1E-17	1.72667E+00	1.98090E-16	5.6E-17
1.64343E+00	1.88541E-16	5.3E-17			
8.20000E+04	8.25000E+04	2.23055E-13	7.9E-14	::	6.39292E-18 0.0
% 2.23061E-13	82	2.39552E-02	7.06299E-23	2.5E-23	
1.89004E+00	1.33493E-16	4.7E-17	1.72317E+00	1.21708E-16	4.3E-17
1.63978E+00	1.15818E-16	4.1E-17			
8.30000E+04	8.35000E+04	8.12064E-14	4.7E-14	::	2.21478E-18 0.0
% 8.12086E-14	83	2.39104E-02	2.59769E-23	1.5E-23	
1.88499E+00	4.89661E-17	2.8E-17	1.71973E+00	4.46731E-17	2.6E-17
1.63619E+00	4.25030E-17	2.4E-17			
8.40000E+04	8.45000E+04	1.77130E-14	1.6E-14	::	6.20316E-19 0.0
% 1.77136E-14	84	2.38663E-02	5.72346E-24	5.2E-24	
1.88001E+00	1.07602E-17	9.7E-18	1.71633E+00	9.82337E-18	8.9E-18
1.63264E+00	9.34438E-18	8.4E-18			
8.50000E+04	8.55000E+04	8.01036E-15	1.3E-15	::	3.26265E-19 0.0
% 8.01069E-15	85	2.38227E-02	2.61419E-24	4.1E-25	
1.87511E+00	4.90189E-18	7.7E-19	1.71298E+00	4.47806E-18	7.0E-19
1.62915E+00	4.25891E-18	6.6E-19			
8.60000E+04	8.65000E+04	5.36313E-15	6.6E-16	::	2.14327E-19 0.0
% 5.36334E-15	86	2.37797E-02	1.76754E-24	2.2E-25	
1.87027E+00	3.30577E-18	4.1E-19	1.70968E+00	3.02192E-18	3.7E-19
1.62570E+00	2.87349E-18	3.5E-19			
8.70000E+04	8.75000E+04	5.28567E-15	3.2E-15	::	1.54788E-19 0.0
% 5.28582E-15	87	2.37373E-02	1.75898E-24	1.1E-24	
1.86551E+00	3.28139E-18	2.0E-18	1.70642E+00	3.00156E-18	1.8E-18
1.62230E+00	2.85361E-18	1.7E-18			
8.80000E+04	8.85000E+04	2.70187E-15	4.7E-16	::	7.38128E-20 0.0
% 2.70194E-15	88	2.36954E-02	9.07808E-25	1.6E-25	
1.86080E+00	1.68925E-18	3.0E-19	1.70320E+00	1.54618E-18	2.7E-19
1.61895E+00	1.46969E-18	2.6E-19			
8.90000E+04	8.95000E+04	1.96241E-15	3.8E-16	::	3.75931E-20 0.0
% 1.96245E-15	89	2.36541E-02	6.65639E-25	1.3E-25	
1.85617E+00	1.23554E-18	2.4E-19	1.70003E+00	1.13160E-18	2.2E-19
1.61564E+00	1.07543E-18	2.1E-19			
9.00000E+04	9.05000E+04	7.73772E-16	2.4E-16	::	0.00000E+00 0.0
% 7.73772E-16	90	2.36133E-02	2.64929E-25	8.0E-26	
1.85159E+00	4.90540E-19	1.5E-19	1.69689E+00	4.49556E-19	1.4E-19
1.61225E+00	4.27131E-19	1.3E-19			
9.10000E+04	9.15000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	91	2.35730E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.84708E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.69380E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.60878E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
9.20000E+04	9.25000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	92	2.35333E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.84263E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.69075E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.60535E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
9.30000E+04	9.35000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	93	2.34940E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.83823E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.68773E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.60197E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
9.40000E+04	9.45000E+04	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	94	2.34552E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.83389E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.68475E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.59863E+00	0.00000E+00	0.0E+00			

```

9.50000E+04 9.55000E+04 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 95 2.34169E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.82961E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.68181E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.59534E+00 0.00000E+00 0.0E+00
9.60000E+04 9.65000E+04 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 96 2.33790E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.82538E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.67890E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.59208E+00 0.00000E+00 0.0E+00
9.70000E+04 9.75000E+04 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 97 2.33416E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.82121E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.67603E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.58887E+00 0.00000E+00 0.0E+00
9.80000E+04 9.85000E+04 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 98 2.33046E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.81709E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.67319E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.58569E+00 0.00000E+00 0.0E+00
9.90000E+04 9.95000E+04 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 99 2.32681E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.81302E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.67039E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.58255E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.00000E+05 1.00500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 100 2.32703E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.80835E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.66705E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.57936E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.01000E+05 1.01500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 101 2.33107E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.80309E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.66320E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.57612E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.02000E+05 1.02500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 102 2.33507E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.79790E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.65939E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.57291E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.03000E+05 1.03500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 103 2.33904E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.79278E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.65563E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.56974E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.04000E+05 1.04500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 104 2.34298E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.78771E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.65191E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.56661E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.05000E+05 1.05500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 105 2.34689E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.78272E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.64823E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.56351E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.06000E+05 1.06500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 106 2.35077E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.77778E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.64460E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.56045E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.07000E+05 1.07500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 107 2.35462E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.77290E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.64101E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.55742E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.08000E+05 1.08500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 108 2.35844E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.76808E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.63746E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.55443E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.09000E+05 1.09500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 109 2.36223E-02 0.00000E+00 0.0E+00

```

1.76332E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.63395E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.55147E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.10000E+05	1.10500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	110	2.36599E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.75861E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.63048E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.54847E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.11000E+05	1.11500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	111	2.36972E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.75396E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.62705E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.54545E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.12000E+05	1.12500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	112	2.37343E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.74936E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.62365E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.54245E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.13000E+05	1.13500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	113	2.37711E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.74481E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.62029E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.53949E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.14000E+05	1.14500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	114	2.38076E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.74032E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.61697E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.53656E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.15000E+05	1.15500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	115	2.38439E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.73588E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.61369E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.53366E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.16000E+05	1.16500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	116	2.38799E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.73148E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.61044E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.53079E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.17000E+05	1.17500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	117	2.39156E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.72714E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.60722E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.52795E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.18000E+05	1.18500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	118	2.39511E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.72284E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.60404E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.52514E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.19000E+05	1.19500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	119	2.39864E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.71859E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.60089E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.52236E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.20000E+05	1.20500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	120	2.40214E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.71438E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.59777E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.51960E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.21000E+05	1.21500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	121	2.40562E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.71022E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.59469E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.51688E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.22000E+05	1.22500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	122	2.40907E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.70610E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.59163E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.51418E+00	0.00000E+00	0.0E+00			
1.23000E+05	1.23500E+05	0.00000E+00	0.0E+00	::	0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00	123	2.41250E-02	0.00000E+00	0.0E+00	
1.70203E+00	0.00000E+00	0.0E+00	1.58861E+00	0.00000E+00	0.0E+00
1.51151E+00	0.00000E+00	0.0E+00			

```

1.24000E+05 1.24500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 124 2.41591E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.69800E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.58562E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.50886E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.25000E+05 1.25500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 125 2.41929E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.69400E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.58265E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.50624E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.26000E+05 1.26500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 126 2.42266E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.69003E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.57972E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.50364E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.27000E+05 1.27500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 127 2.42600E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.68610E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.57681E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.50107E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.28000E+05 1.28500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 128 2.42932E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.68221E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.57393E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.49853E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.29000E+05 1.29500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 129 2.43262E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.67836E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.57108E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.49601E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.30000E+05 1.30500E+05 0.00000E+00 0.0E+00 :: 0.00000E+00 0.0
% 0.00000E+00 130 2.43589E-02 0.00000E+00 0.0E+00
1.67455E+00 0.00000E+00 0.0E+00 1.56826E+00 0.00000E+00 0.0E+00
1.49351E+00 0.00000E+00 0.0E+00

```

```

Total Kerma(uGy) per history, k=2: 8.81434E-19 +- 3.3E-21
Total Hp10(uSv) per history, k=2: 1.41331E-12 +- 5.1E-15
Total Hp0.07(uSv) per history, k=2: 1.34916E-12 +- 4.9E-15
Total Hp3(uSv) per history, k=2: 1.32758E-12 +- 4.9E-15

```

```
# WARNING: Exclusion sphere contribution larger than 3.0% for some bins
```

```

# Performance report
# Random seeds:
# 1590077111
# 224928435
# No. of histories simulated [N]:
# 1591808.
# CPU time [t] (s):
# 2.99720E+02
# Speed (histories/s):
# 5.31098E+03
# Average uncertainty (above 1/2 max score) in % [uncert]:
# 2.20670E+00
# Intrinsic efficiency [N*uncert^2]^-1:
# 1.29010E-07
# Absolute efficiency [t*uncert^2]^-1:
# 6.85169E-04

```

11. Anexo B

11.1. Parámetro kilovoltaje

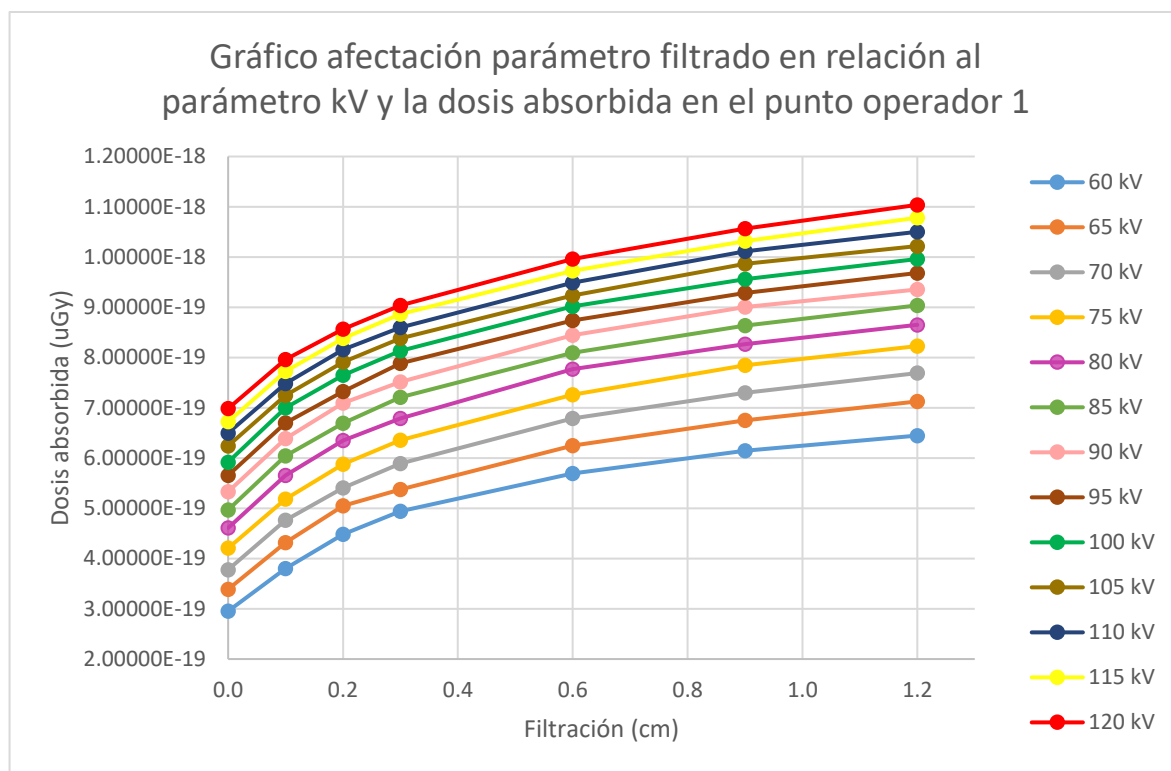


Figura 30. Gráfico afectación parámetro filtrado en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 1.

11.2. Parámetro filtrado

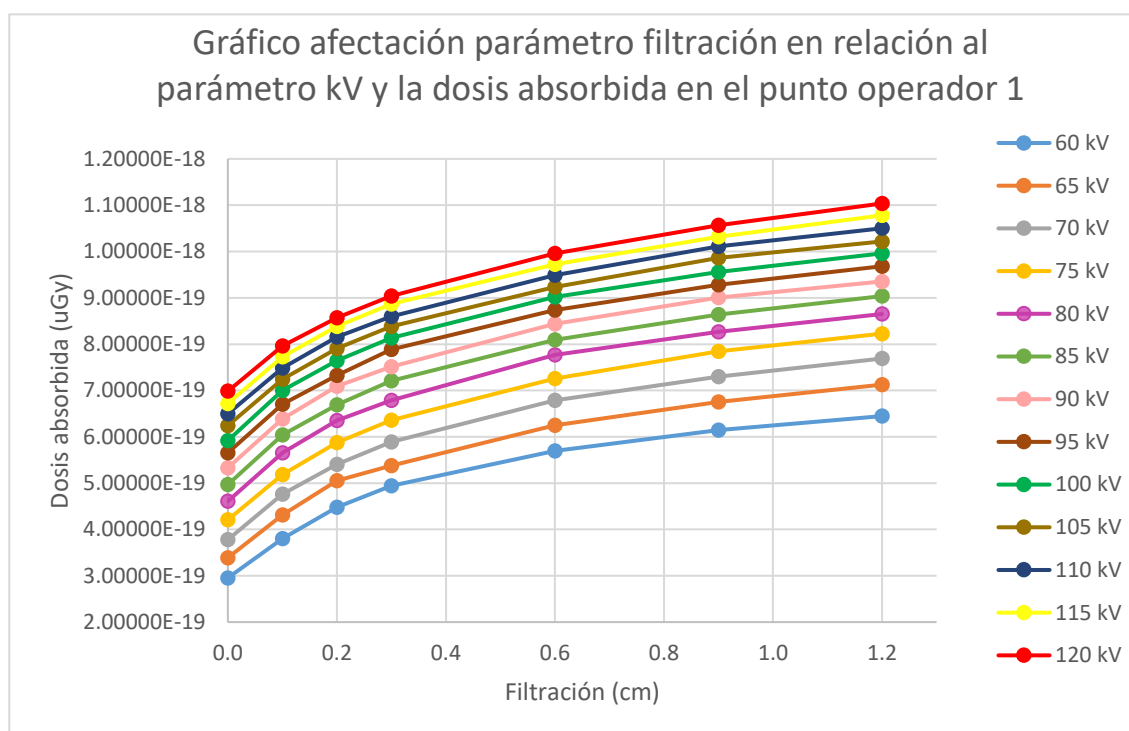


Figura 31. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 1.

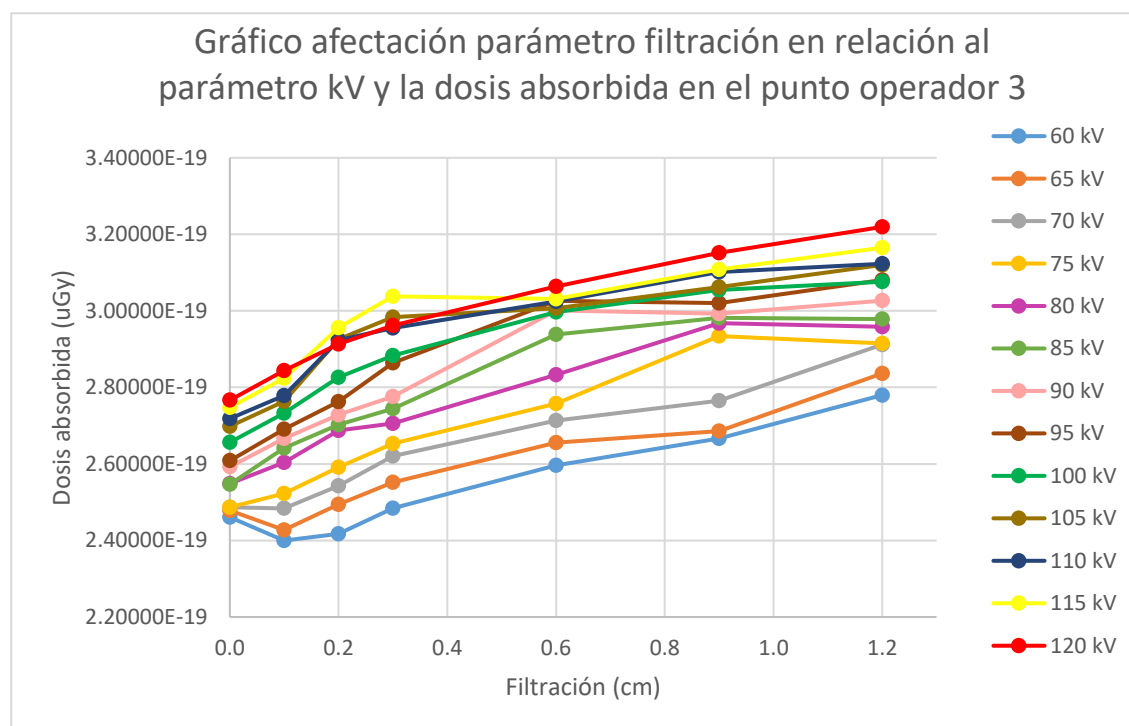


Figura 32. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 3.

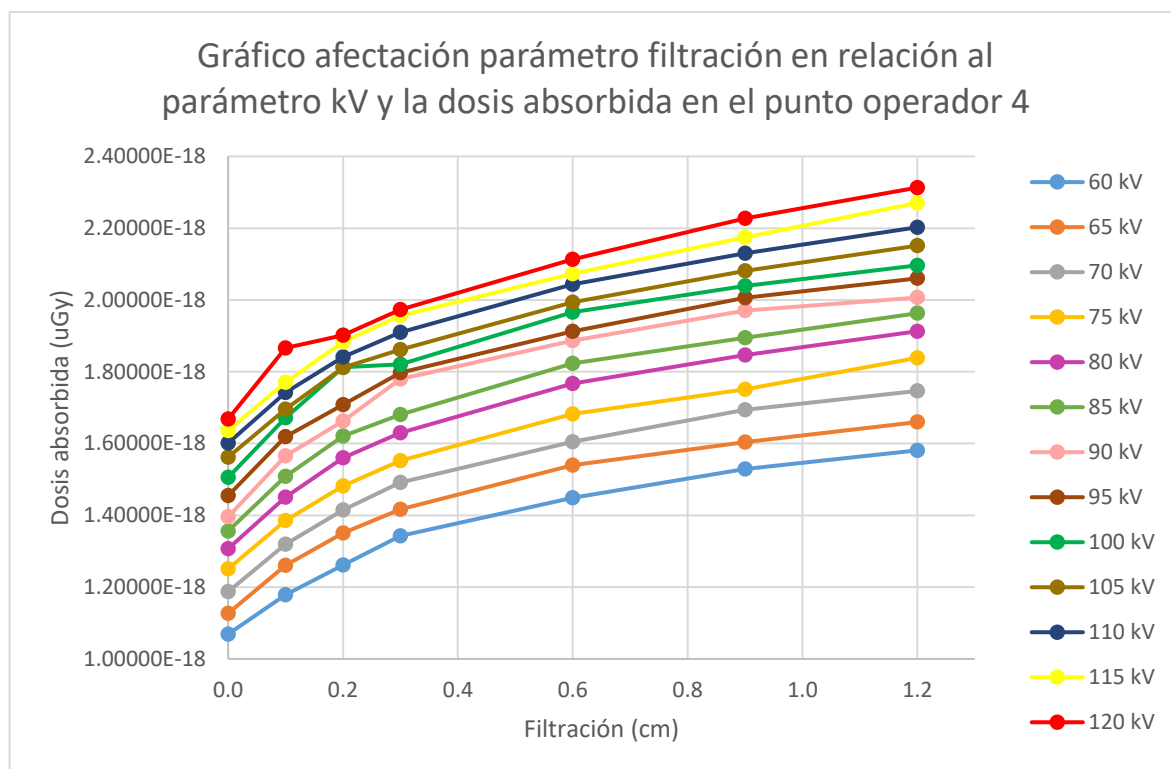


Figura 33. Gráfico afectación parámetro filtración en relación al parámetro kV y la dosis absorbida en el punto operador 4.

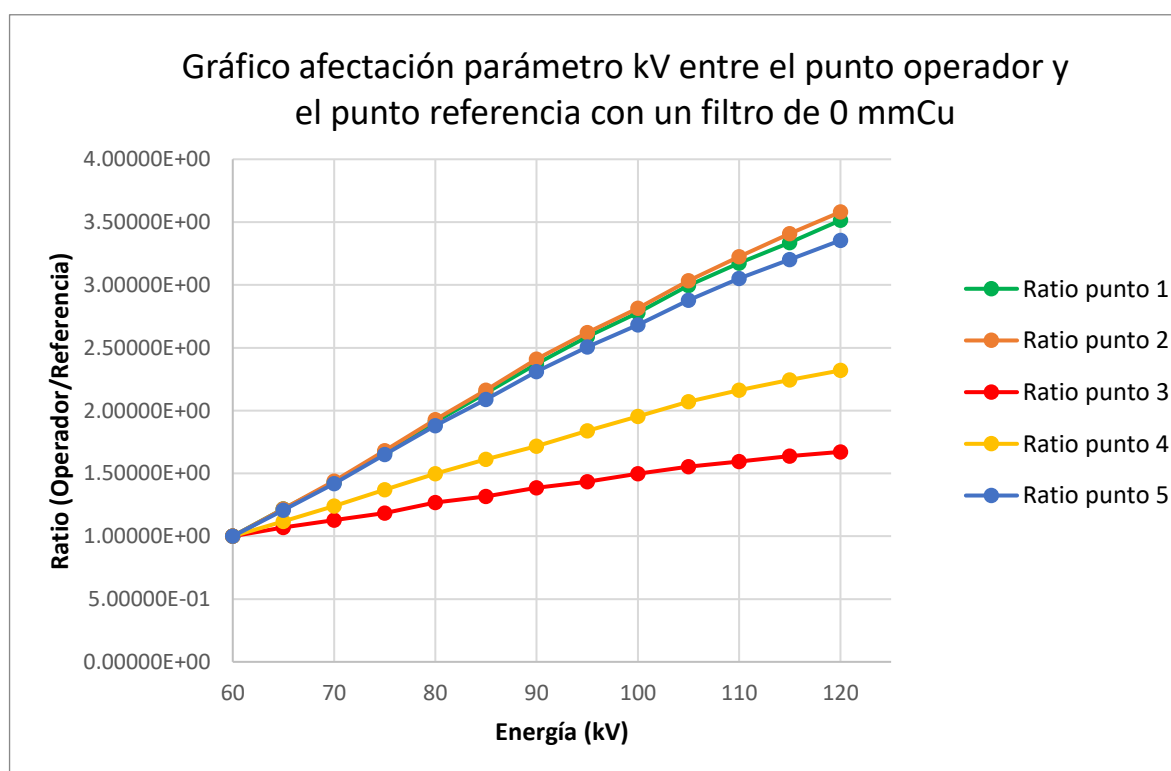


Figura 34. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0 mmCu

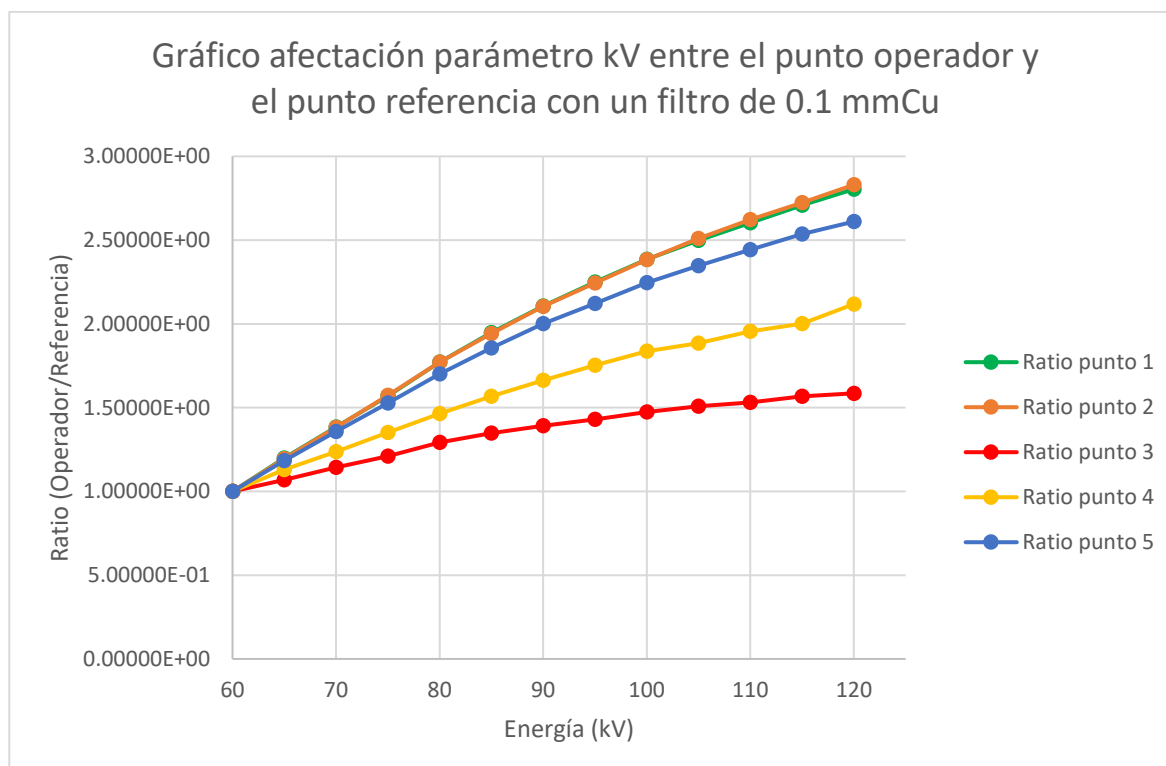


Figura 35. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.1 mmCu.

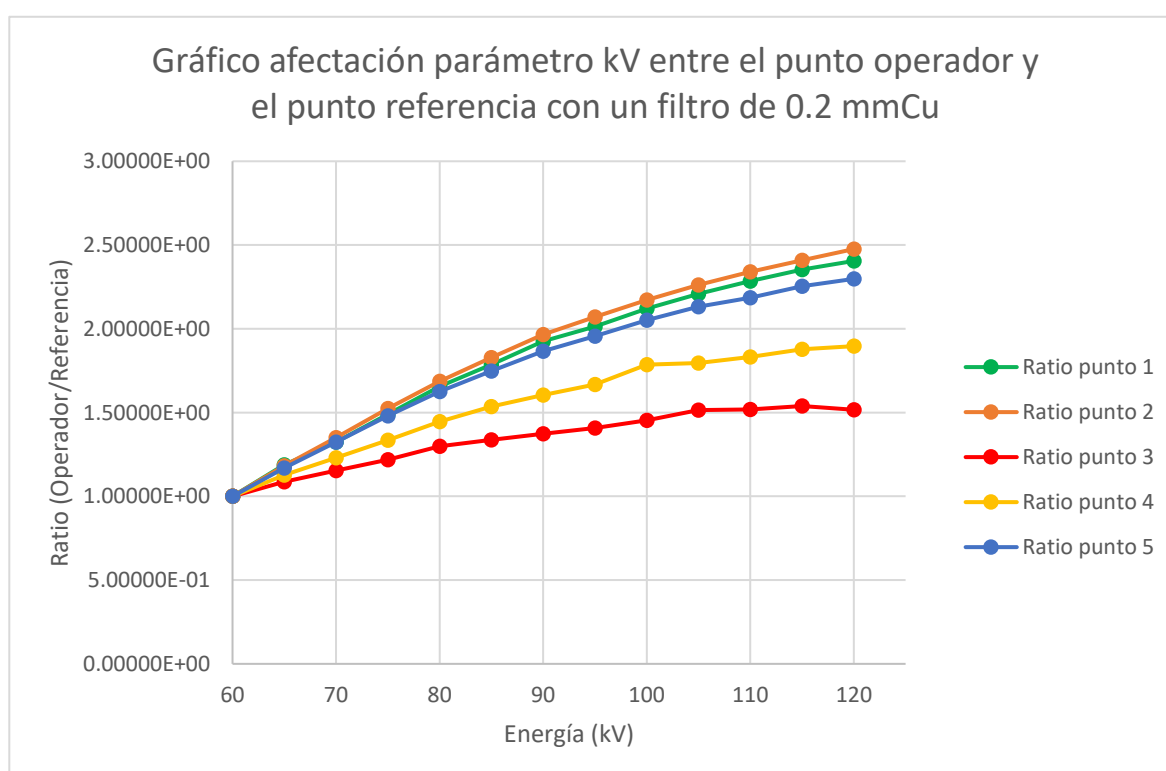


Figura 36. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.2 mmCu.

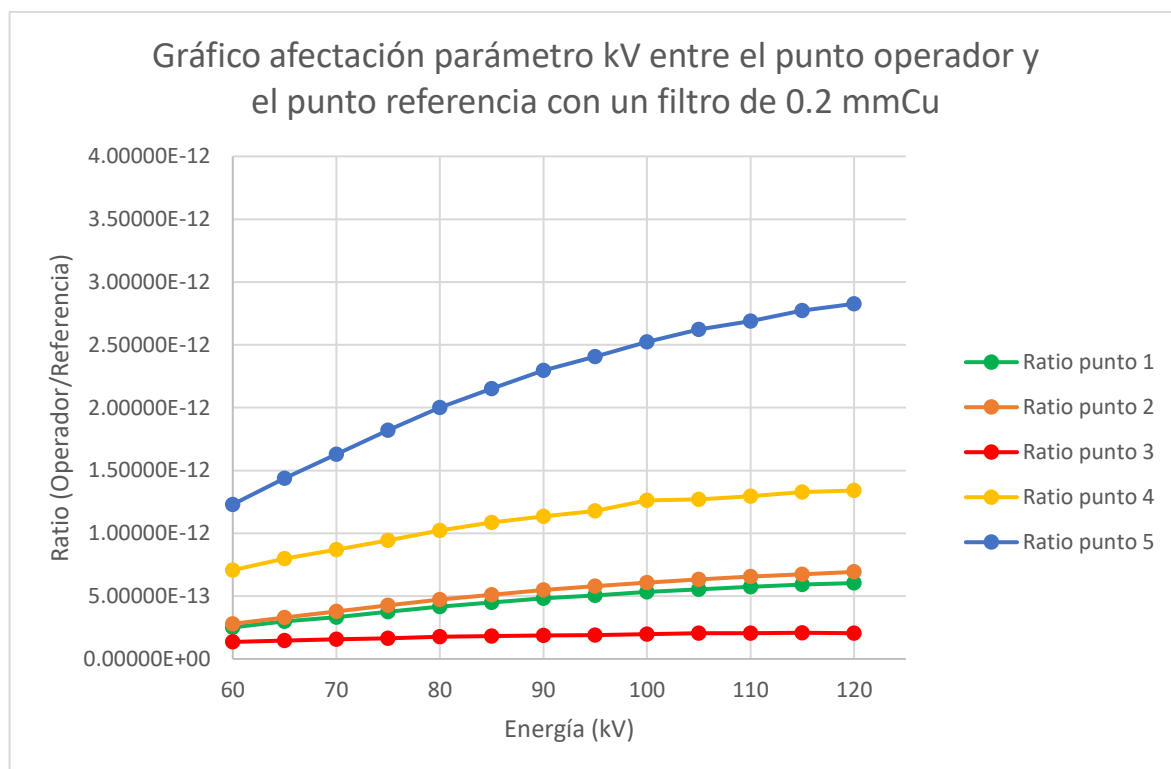


Figura 37. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.2 mmCu.

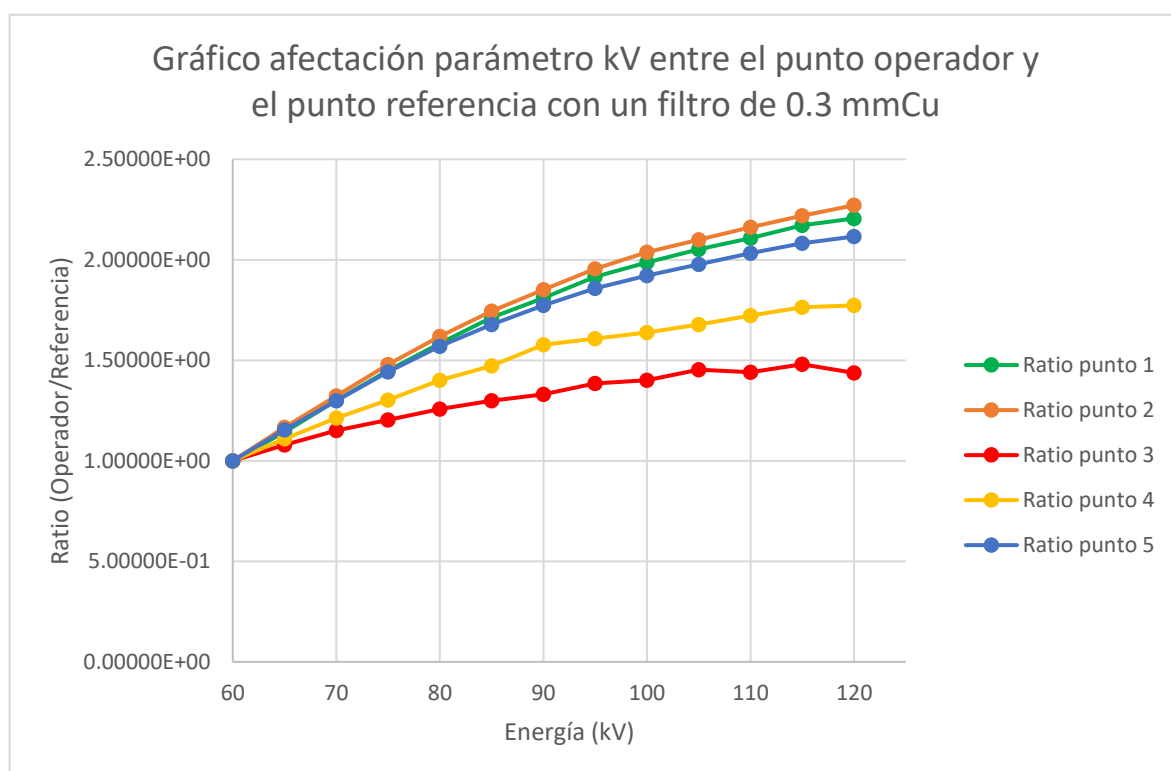


Figura 38. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.3 mmCu.

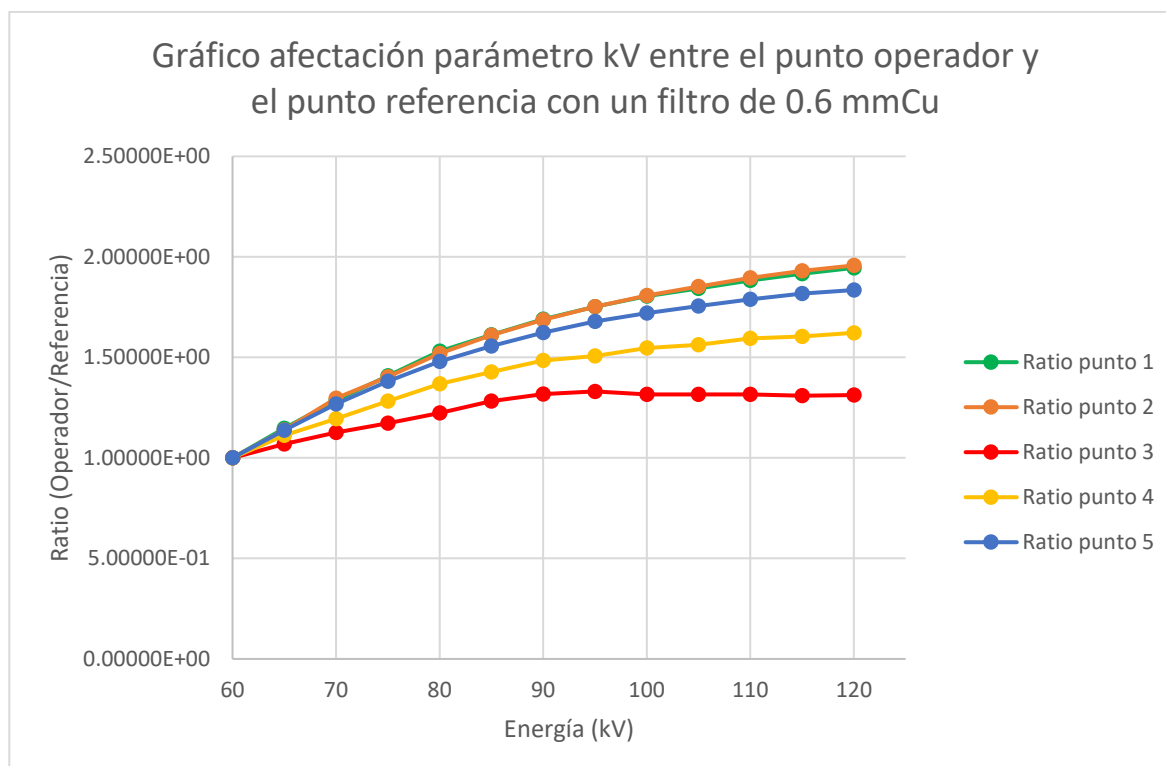


Figura 39. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.6 mmCu.

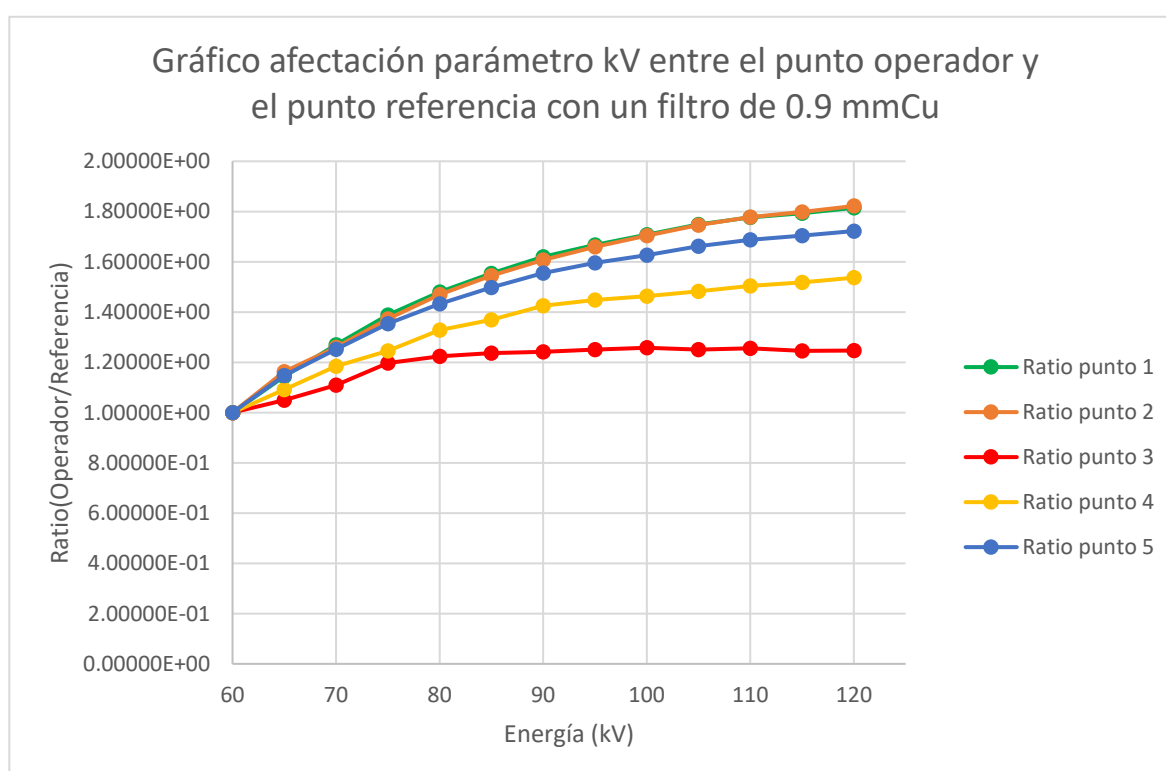


Figura 40. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 0.9 mmCu.

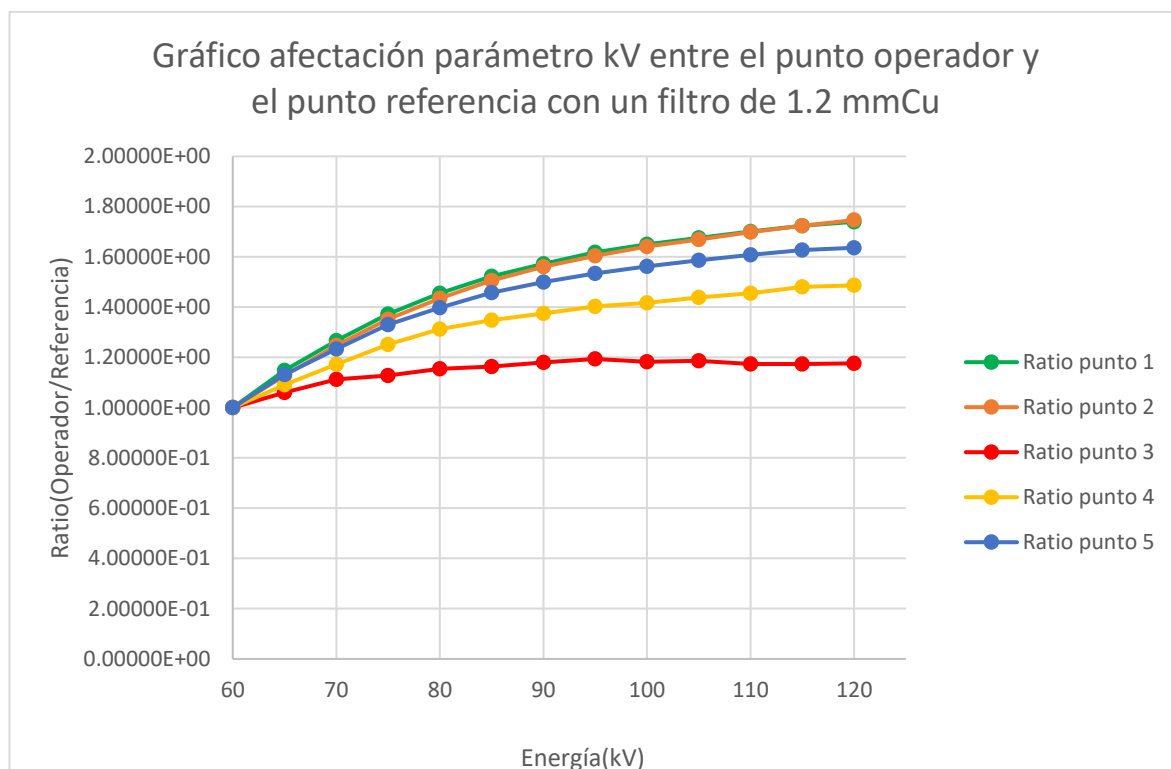


Figura 41. Gráfico afectación parámetro kV entre el punto operador y el punto referencia con un filtro de 1.2 mmCu.

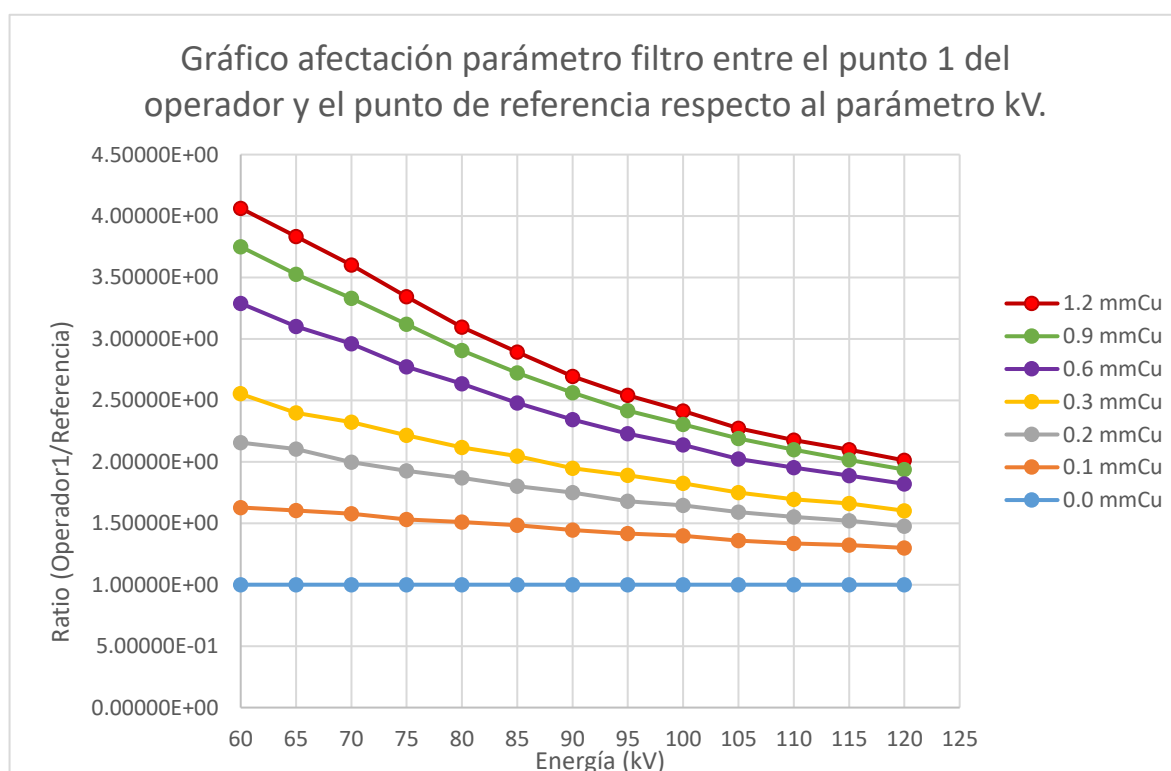


Figura 42. Gráfico afectación parámetro filtro entre el punto 1 del operador y el punto de referencia respecto al parámetro kV.

11.3. Parámetro tamaño de campo

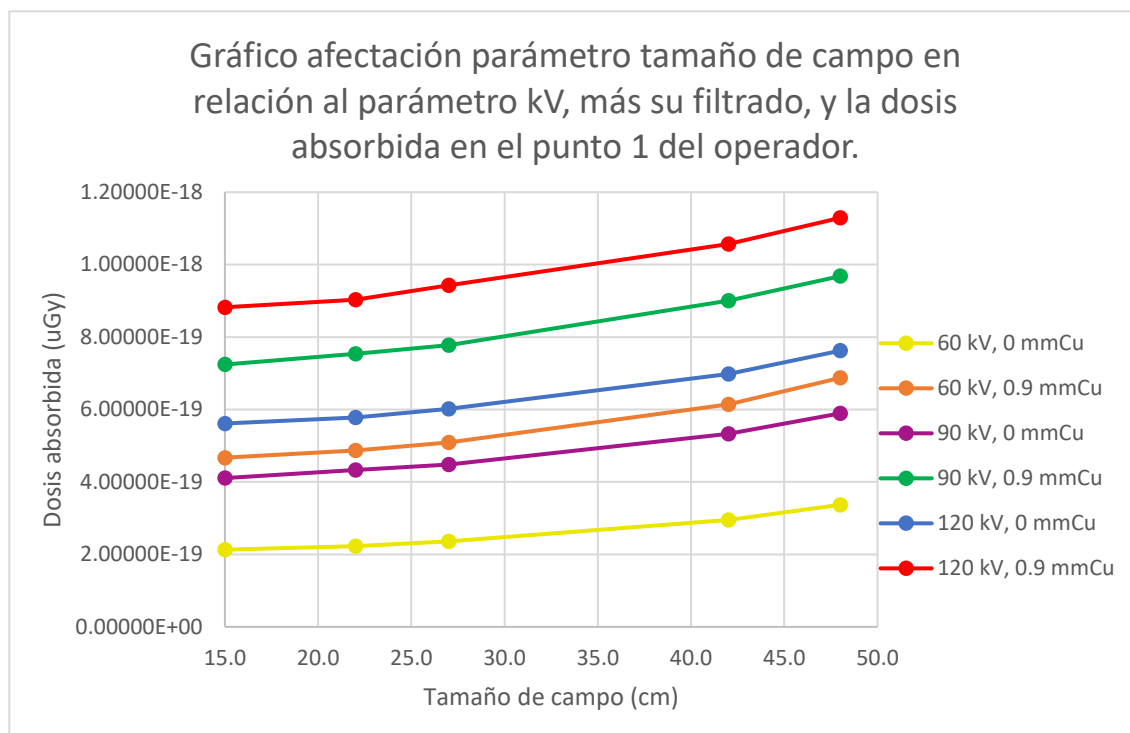


Figura 43. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 1 del operador.

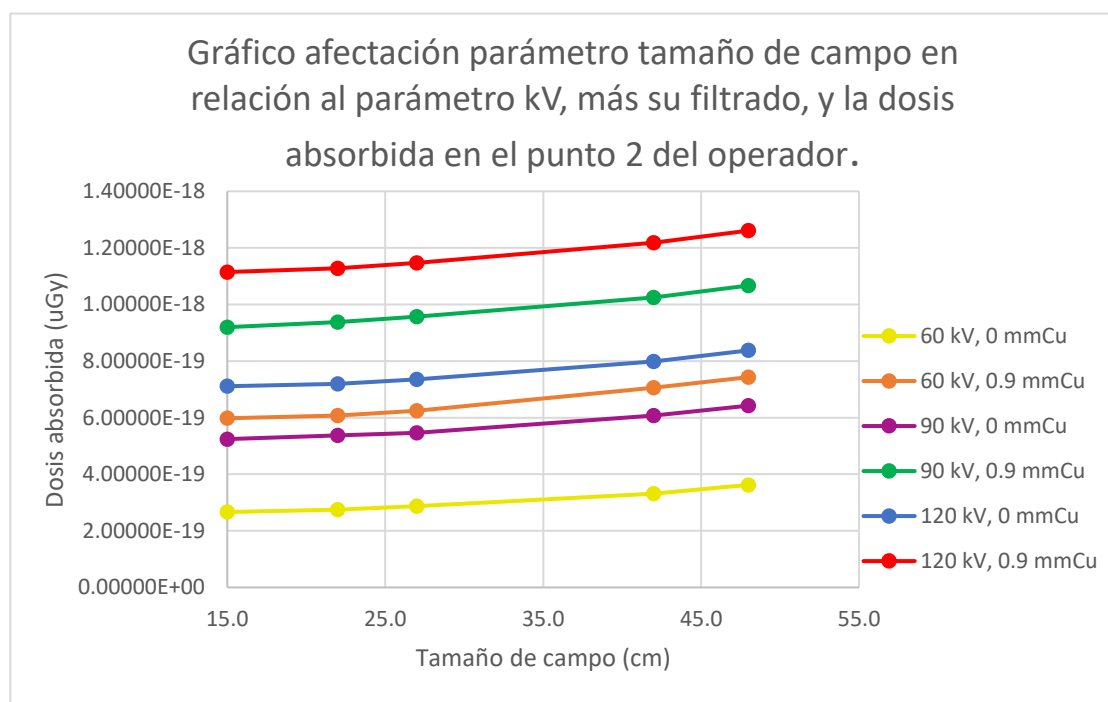


Figura 44. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 2 del operador.

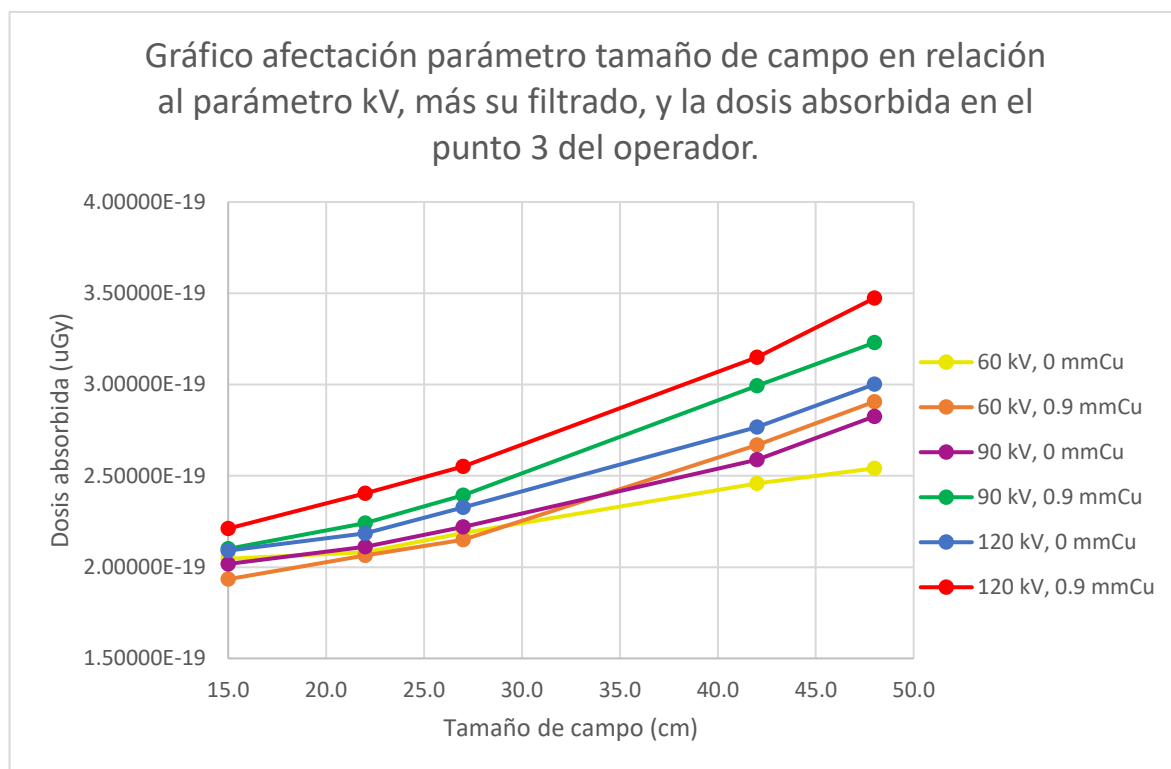


Figura 45. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 3 del operador.

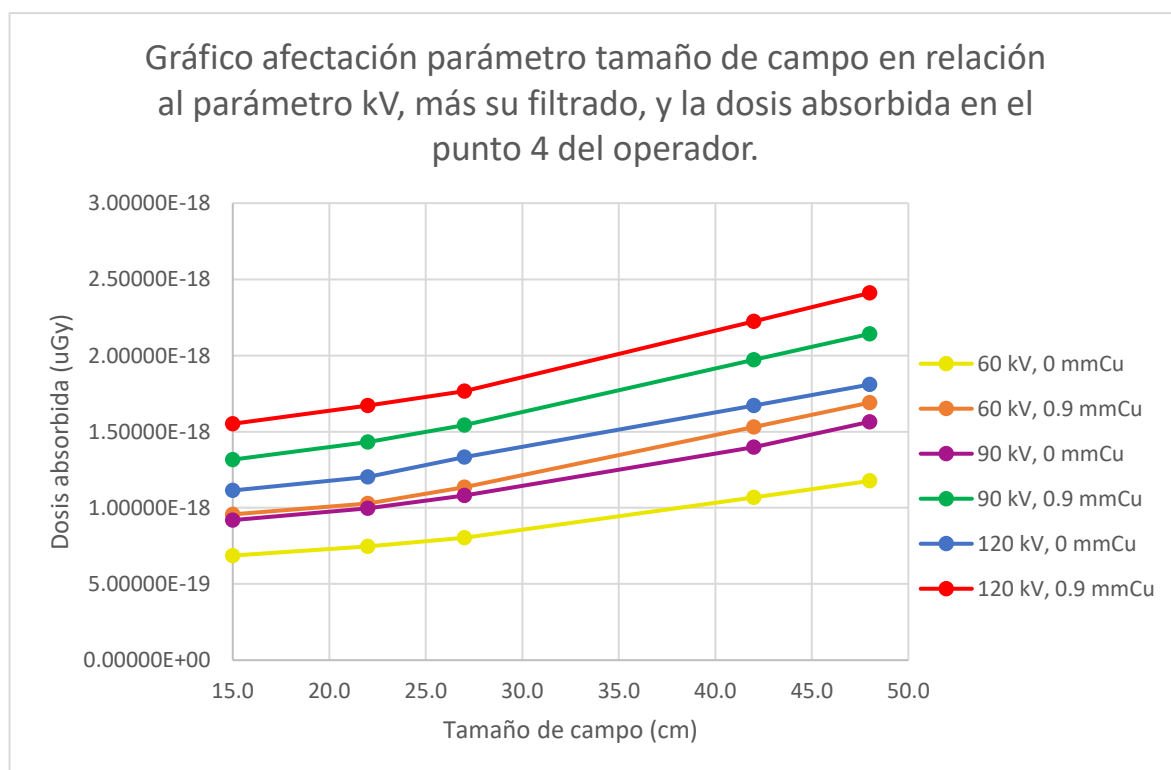


Figura 46. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la dosis absorbida en el punto 4 del operador.

Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 1 del operador.

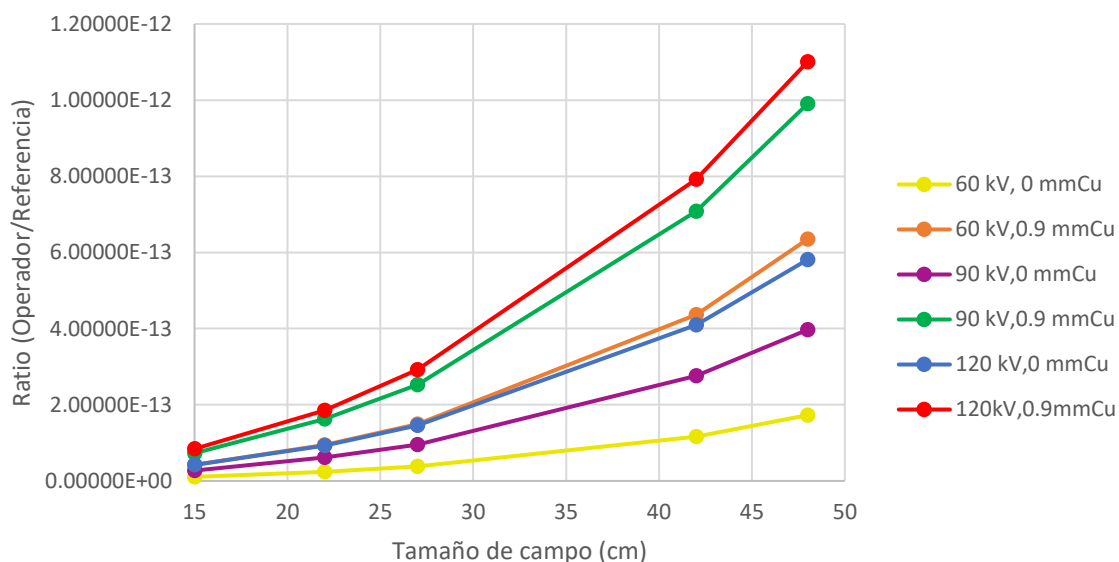


Figura 47. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 1 del operador.

Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 2 del operador.

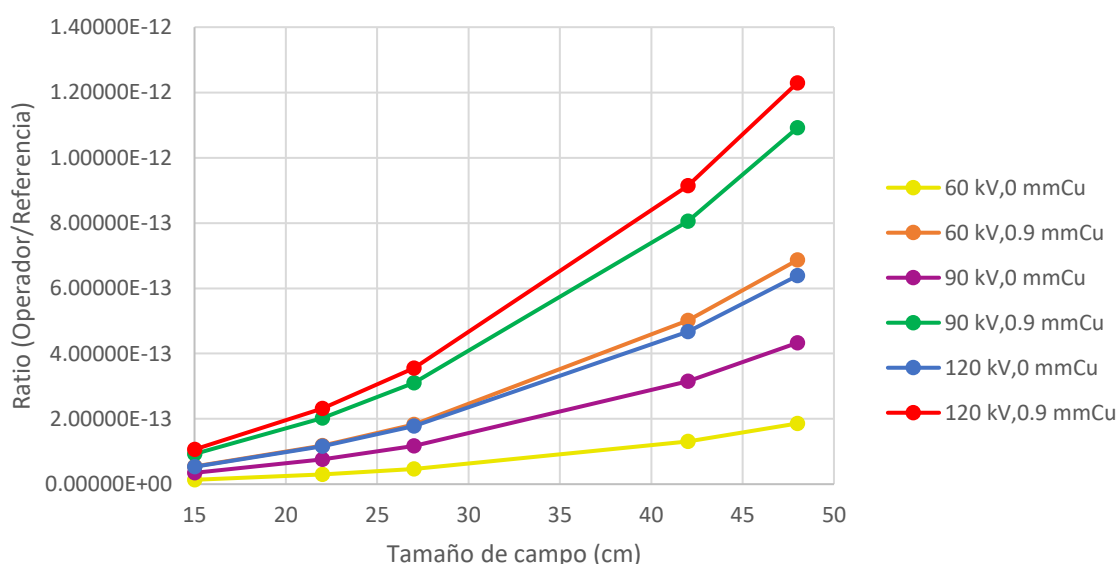


Figura 48. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 2 del operador.

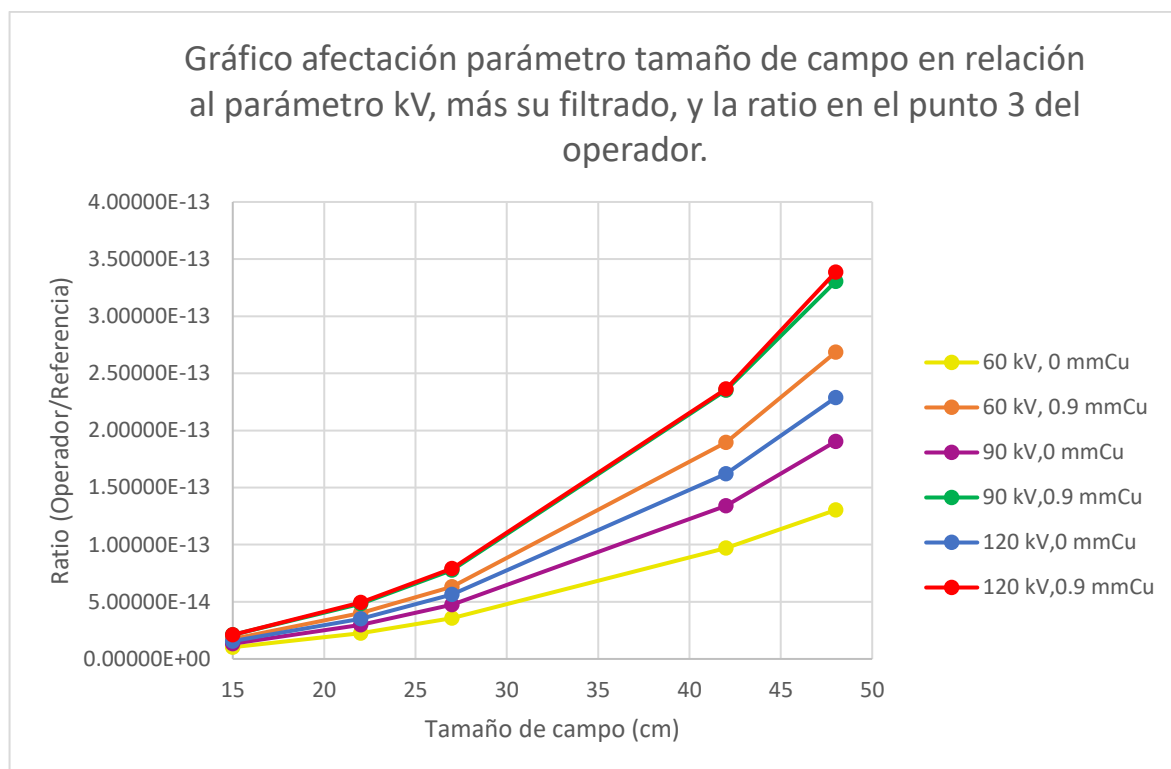


Figura 49. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 3 del operador.

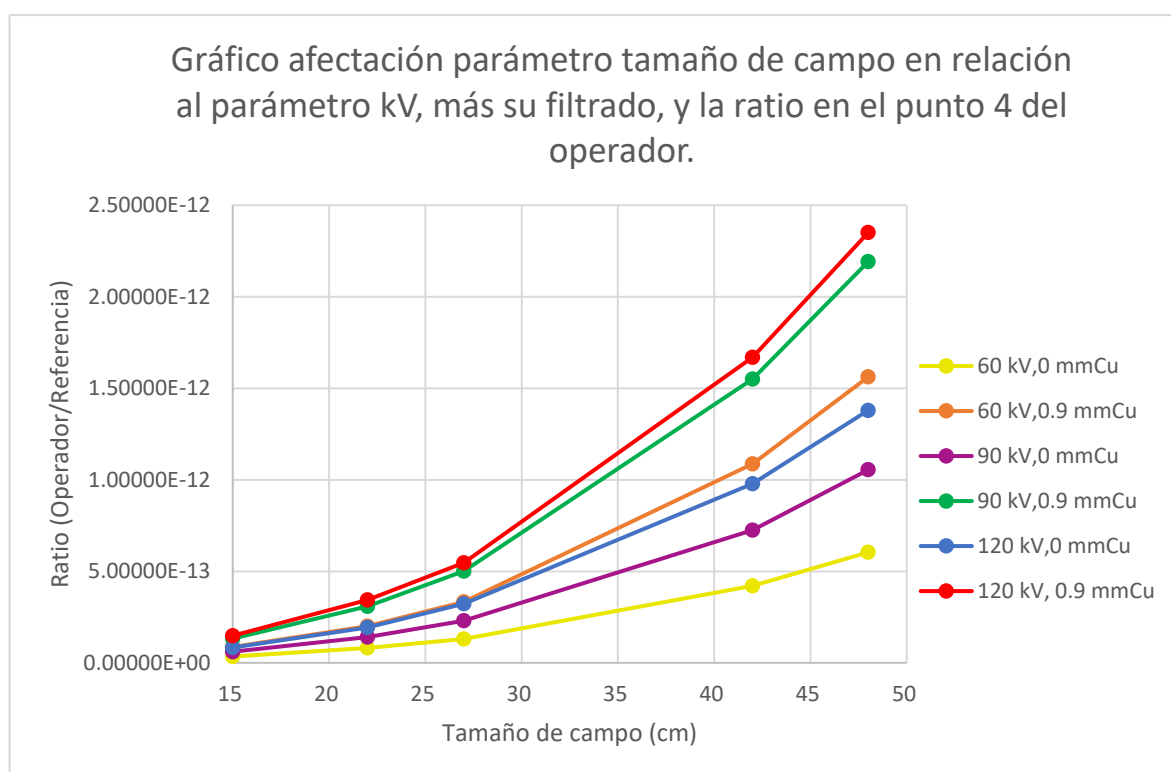


Figura 50. Gráfico afectación parámetro tamaño de campo en relación al parámetro kV, más su filtrado, y la ratio en el punto 4 del operador.

11.4. Parámetro angulación de giro

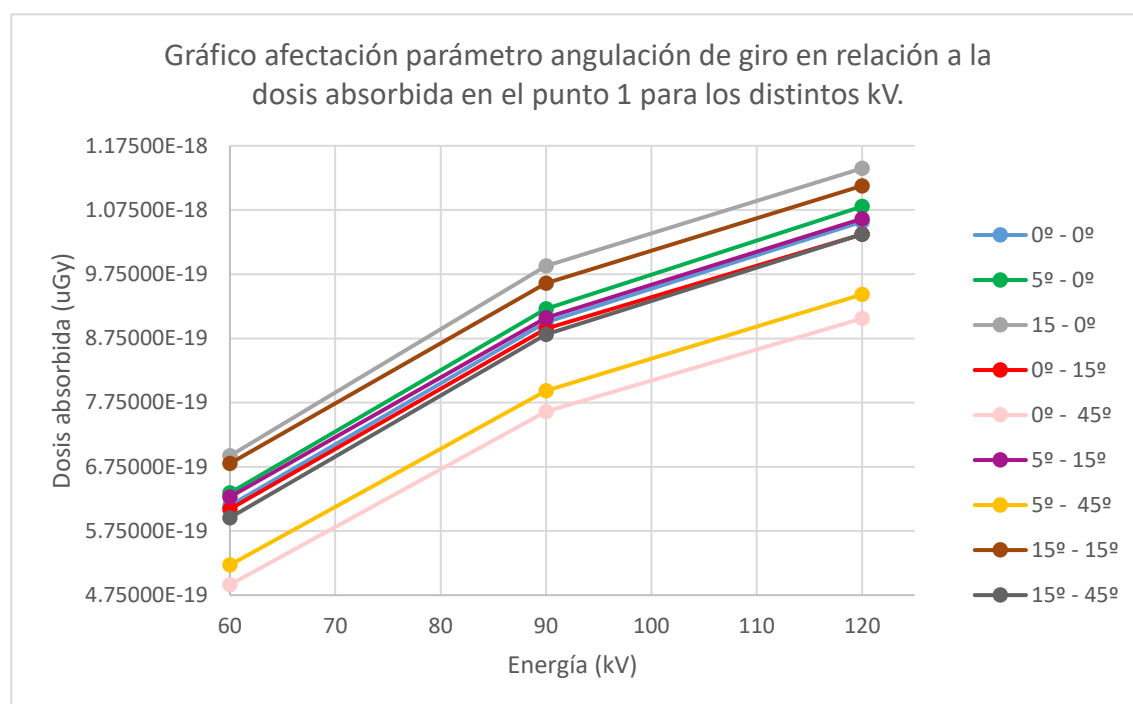


Figura 51. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 1 para los distintos kV.

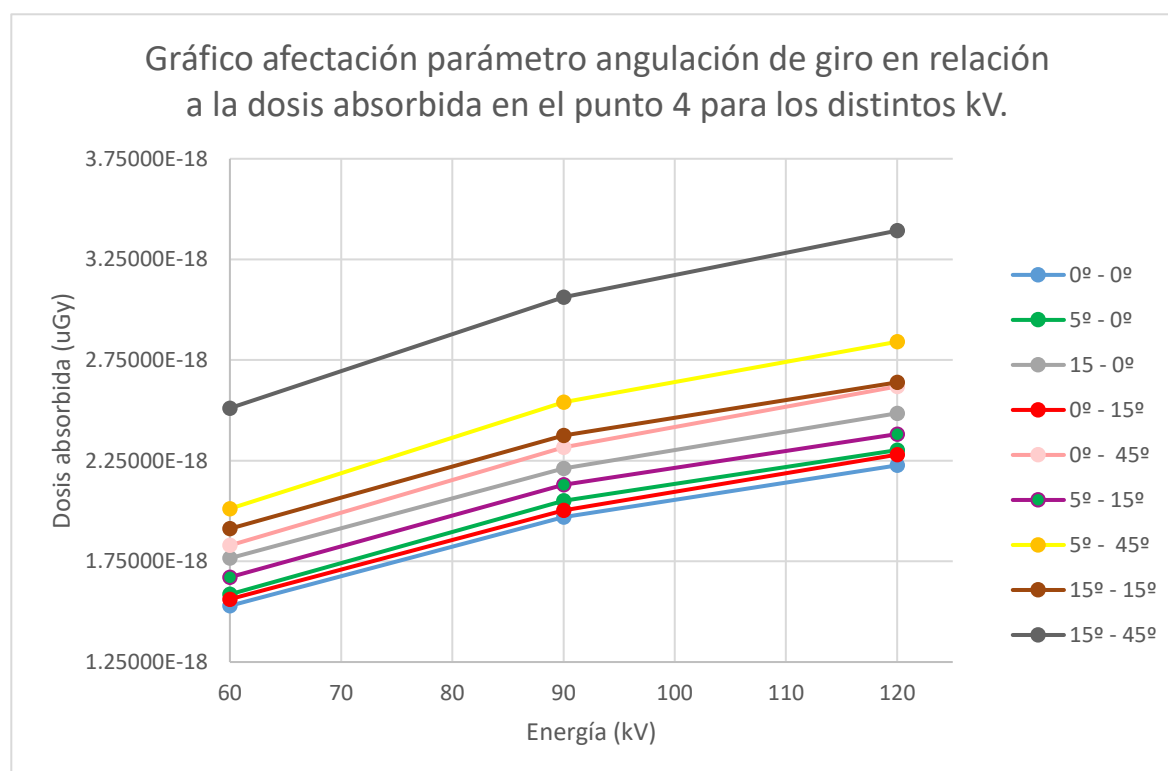


Figura 52. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 4 para los distintos kV.

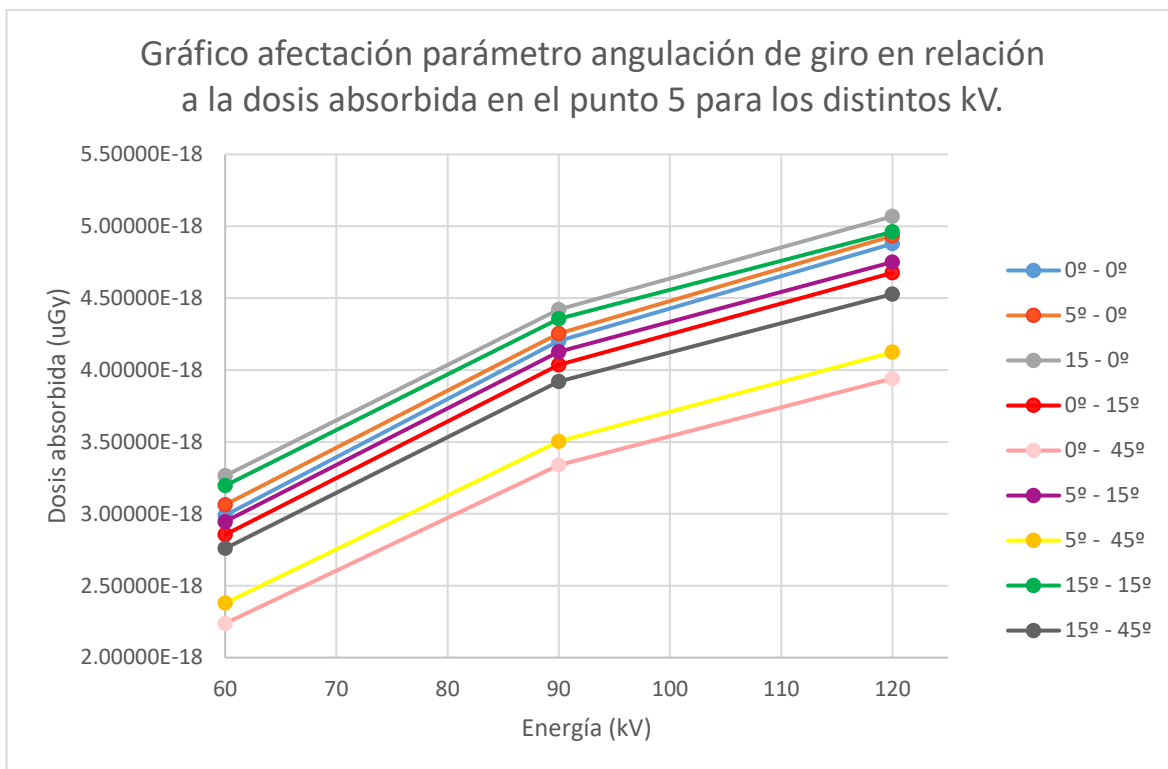


Figura 53. Gráfico afectación parámetro angulación de giro en relación a la dosis absorbida en el punto 5 para los distintos kV.